









Aus der Abteilung für Mikromorphologie  
(Leiter: Prof. Dr. Hans Lenz)  
des Instituts für Klinisch-theoretische Zahn-, Mund- und  
Kieferheilkunde des Fachbereichs Zahn-, Mund- und Kiefer-  
heilkunde der Freien Universität Berlin

---

**EINE NEUE ELEKTROMECHANISCHE APPARATUR  
ZUR MESSUNG DER ZAHNBEWEGLICHKEIT  
FÜR DEN ROUTINEEINSATZ  
DURCH DEN PRAKTISCHEN ZAHNARZT**

Dissertation

zur Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde  
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von  
Zahnarzt und Diplom-Ingenieur  
Horst-Dieter Kügler  
aus Bad Segeberg

Referent: Prof. Dr. med. dent. Hans Lenz

Korreferent: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Raimund Harndt

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches Zahn-, Mund-  
und Kieferheilkunde der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 6. Juli 1984

Meiner lieben Mutter  
in Dankbarkeit  
gewidmet



## Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemstellung
2. Physiologie und Pathologie der Zahnbeweglichkeit
  - 2.1 Anatomische Grundlagen
  - 2.2 Physiologische Zahnbeweglichkeit
  - 2.3 Pathologische Zahnbeweglichkeit
3. Anwendungen der Zahnbeweglichkeitsmessung
4. Bisherige Zahnbeweglichkeitsmessungen:  
Geräte, Versuche, Erkenntnisse
5. Schlußfolgerungen aus der bisherigen Literatur über die Zahnbeweglichkeit und Forderungen an eine neue Meßeinrichtung
6. Ein neu konzipiertes und gebautes Gerät zur Messung der horizontalen Zahnbeweglichkeit
  - 6.1 Meßprinzip und Meßverfahren
  - 6.2 Aufbau des Gerätes
    - 6.2.1 Elektronische Meßeinrichtung
    - 6.2.2 Kraftgeber
    - 6.2.3 Mechanische Mundhaltevorrichtung
  - 6.3 Exemplarische Messungen mit dem neuen Gerät
    - 6.3.1 Am Modell
    - 6.3.2 Am Patienten
      - 6.3.2.1 Versuchsergebnisse
      - 6.3.2.2 Praktische Vorgehensweise am Patienten
7. Diskussion
8. Zusammenfassung
9. Literaturverzeichnis
10. Lebenslauf



## 1. Einleitung und Problemstellung

Das Ziel von Zahnbeweglichkeitsmessungen ist es, pathologische Frühveränderungen im Zahnhalteapparat aufzuspüren.

Daraus ergeben sich wichtige Hinweise für die Diagnose, Prognose und Therapie der Erkrankung. Ferner lassen sich Erfolgskontrollen im Anschluß an die Therapie durchführen.

Erkrankungen des Periodontiums manifestieren sich zunächst in Gewebsveränderungen des Parodonts, die physiologische Zahnbeweglichkeit nimmt zu, schließlich kommt es zu einer klinisch erfaßbaren Zahnlockerung.

Die letztere wird gemeinhin grob subjektiv von Hand bestimmt und in 4 Klassen eingeteilt:

0 = fest, I = fühlbar beweglich, II = sichtbar beweglich,  
III = beweglich in horizontaler und axialer Richtung auf

Lippen- und Zungendruck.

Frühveränderungen werden hingegen klinisch nicht erfaßt, was zur Konsequenz hat, daß mit einer frühzeitigen und damit wirkungsvollen Therapie zu spät begonnen wird. Dies ist vor allem dann der Fall, wenn andere klinische Symptome ausbleiben oder erst in einer späteren Erkrankungsphase auftreten.

Die Zahnbeweglichkeit ist also ein empfindlicher Indikator bei der Erfassung parodontaler Veränderungen. Wie empfindlich sie sein kann, hat Mühlemann in einer eindrucksvollen Beobachtung beschrieben: Bei einer Schwangeren wurde meßtechnisch die in dieser Phase physiologisch erhöhten Zahnbeweglichkeiten verfolgt. Dabei ergab sich unerwartet an einem Meßtag ein Rückgang der Zahnbeweglichkeit, also eine Verfestigung der

parodontalen Gewebsstruktur. Mühlemann wagte daraufhin die Diagnose "Tod der Frucht", was zunächst heftigen Widerspruch des Gynäkologen, der keine Veränderung feststellen konnte, hervorrief. Erst einige Tage später erkannte dieser die Richtigkeit der Diagnose von Mühlemann.

Um Änderungen der Gewebscharakteristik - im positiven wie im negativen Sinne - sichtbar werden zu lassen, sei es bei Parodontitiden, prothetischer-, kieferorthopädischer-, chirurgischer- oder medikamentöser Behandlung, bedarf es eines Diagnosegerätes.

Im menschlichen Gebiß bieten die Zähne als mechanische Festkörper eine gut brauchbare Basis für die Befestigung von Meßwertaufnehmern. Gleichzeitig lassen sich Zähne, die ja nicht starr im Kieferknochen verankert sind, sondern mittels des Zahnhalteapparates federnd elastisch in der Alveole befestigt sind, als Meßindikator verwenden. Die in den Mund hineinragende Zahnkrone vermittelt uns dabei als eine Art Fühlhebel den Zustand des Parodonts nach außen.

Aus der Literatur über die Zahnbeweglichkeit geht hervor, daß es vielfältige Überlegungen und Versuche gegeben hat, ein Diagnosegerät in Form eines Zahnbeweglichkeitsmeßgerätes zu bauen. Als grundlegend können nach wie vor die Arbeiten von Mühlemann (1951-1954) gelten, der als erster ein praktikables, wenn auch umständlich zu handhabendes Gerät entwarf, das bis heute in vielen Kliniken Verwendung findet.

Die größten Probleme bereiteten den Autoren die beengten Verhältnisse in der Mundhöhle, die ein übersichtliches Arbeiten erschwerten, und die reproduzierbare Kraftübertragung mittels eines Hypomochlions. Bis heute ist es nicht gelungen, dem praktischen Zahnarzt ein preiswertes und einfach zu handhabendes Gerät in die Hand zu geben.

Somit konnte sich die Periodontometrie in der allgemeinen Praxis als Routinemethode zur Diagnose und Beurteilung von Parodontalerkrankungen sowie zur Erfolgskontrolle von Behandlungen nicht durchsetzen. Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, für den Praktiker ein preisgünstiges Gerät zu entwickeln, mit dem ohne größeren Zeitaufwand exakte und reproduzierbare Zahnbeweglichkeitsmessungen durchgeführt werden können. Dabei sollten Mängel der bisherigen Methoden vermieden werden. Angestrebt wurden nicht punktuelle Verbesserungen verwendeter Methoden, sondern die Erarbeitung eines neuen leistungsfähigen Konzeptes.

## 2. Physiologie und Pathologie der Zahnbeweglichkeit

### 2.1. Anatomische Grundlagen

Das Parodontium besteht aus dem Wurzelzement, dem Desmodont, dem Alveolarknochen und dem marginalen Zahnfleisch. Diese Gewebe bilden eine anatomische und funktionelle Einheit. (WESKI) Sie haben die Aufgabe, die Zähne in ihren knöchernen Alveolen zu verankern, das Bindegewebe gegen die Mundhöhle abzudecken und die Kontinuität der epithelialen Auskleidung der Mundhöhle auch um den Zahnhals herum aufrechtzuerhalten. (SCHROEDER 1976) Der Zahn ist in der Alveole durch ein sehnenartiges Gewebe befestigt. Dieses füllt den sogenannten Parodontalspalt, den Raum zwischen Zahn und Alveolarknochen aus und besteht vorwiegend aus derben, 4 - 10  $\mu$  dicken kollagenen Faserbündeln, die als Sharpey-Fasern bezeichnet werden. Sie verlaufen vom Zement in radiär diagonalen Richtung zur Innencortikalis der Alveole. Im unbelasteten Zustand sind sie gewellt. Werden sie bei Belastung des Zahnes gespannt, besitzen sie eine große Zugfestigkeit bei geringer Dehnbarkeit. Aus dem Elastizitätsmodul für Sehngewebe kann man berechnen, daß sich die Fasern bei höchster funktioneller Belastung um weniger als ein  $\mu$  verlängern können.

Folgende Fasergruppen werden unterschieden:

1. Dento-gingivo-periostale Fasern
2. Transseptale Fasern
3. Alveoläre Desmodontalfasern
4. Apikale Desmodontalfasern

Die Fasern verlaufen an der Alveolenwand vorwiegend horizontal, apikalwärts schräg und an der Wurzelspitze radiär.

Sie sind einzeln nicht lang genug, um die gesamte Distanz zwischen Zement und Knochen zu überspannen. Histologisch erkennt man, daß die Fasern aus feinen Bündelartig zusammengefaßten kollagenen Fibrillen bestehen, die zopfartig verdreht sind. Durch diese Verflechtung entsteht ein gewundener Strang, d. h. einzelne Fasern verlassen die Bündel und vereinigen sich mit benachbarten Bündeln. Zwischen den Hauptbündeln liegt lockeres Bindegewebe, in dem die Nerven und Gefäße verlaufen.

Das Wurzelzement, in den die Faserbündel inserieren, steht histologisch dem Knochen näher als dem Dentin, das es überdeckt. Im Gegensatz zum Alveolarknochen wird Zement aber nicht ständig resorbiert und vollständig remodelliert. Dies geschieht in einem nur geringen Umfange. ( MEYER 1932 )

Der Alveolarknochen ist somit eine zahnabhängige Struktur. Er entwickelt sich mit der Bildung und dem Durchbruch der Zähne und bildet sich nach deren Verlust wieder zurück. ( LANDSBERGER 1923 )

Ein weiteres Kennzeichen ist sein hoher Elastizitätsmodul, der es gestattet, auf die Zähne einwirkende und durch die Desmodontalfasern übertragene Kräfte auch kurzfristig abzufangen. Eine weitere Sicherung gegen plötzliche Überlastung ( z.B. durch Beißen auf ein Schrotkorn ) sieht das Parodontium durch Pressorezeptoren vor, die eine sensorische Schutzfunktion ausüben. Die Weite des Parodontalspaltes ist von der Beanspruchung des Zahnes und anderen Faktoren, wie dem Lebensalter, abhängig. ( GÖTZE 1965 ) Sie beträgt ca.  $0,25 \text{ mm} \pm 0,10 \text{ mm}$ . In der Mitte der Alveole ist sie am schmalsten, am Limbus alveolaris und am Apex am breitesten. ( Sanduhrform ) ( RATEITSCHAK u.a. 1978 )

## 2.2. Physiologische Zahnbeweglichkeit

Die Hauptaufgabe des Parodontiums ist es, den Zahn im Kieferknochen zu befestigen und dafür zu sorgen, daß auftretende Kräfte, z.B. beim Kauen, physiologisch auf den Knochen übertragen werden.

Eine solch physiologische Kraftübertragung wäre nicht möglich, wenn der Zahn starr im Zahnfach verankert wäre. Früher nahm man an, daß der Zahn wie ein Keil fest in der Alveole stecken würde und sprach von einer Gomphosis. Heute weiß man, daß infolge solch einer mechanischen Verbindung örtliche Überlastungen, unphysiologischer Knochenabbau und Frakturen auftreten würden. Gerade mit diesen Schwierigkeiten hat man derzeit in der Implantologie zu kämpfen.

Tatsächlich sind die Wurzeln der natürlichen Zähne beweglich mit dem Kieferknochen verbunden. Man spricht von einer dentoalveolären Syndesmose. ( FRÖHLICH 1958 )

Sie ermöglicht, daß Druckkräfte, die auf die Zähne einwirken, über die Fasern teilweise in Zugkräfte umgesetzt werden. Der Zahn ist quasi im Zahnfach aufgehängt und kann bei funktionell-mechanischer Belastung in einem gewissen Umfang ausweichen. Eine längerfristige Überlastung wird mit einer Verbreiterung des desmodontalen Raumes und einer Verdickung der kollagenen Faserbündel beantwortet. Die Bewegungen, die der Zahn in der Alveole ausführen kann, hat WETZEL ( 1914 ) wie folgt beschrieben:

1. Bewegung des Zahnes in das Zahnfach hinein. Sie erfolgt bei einer Kraft auf den Zahn in der Richtung seiner Längsachse. Gebremst wird die Bewegung vor allem durch die *Fibrae alveolodentales obliquae inferiores*, die sich im unteren Teil der Alveole befinden.
2. Bewegung des Zahnes aus dem Zahnfach heraus. Sie wirkt der vorherigen Kraft entgegengesetzt und tritt z. B. beim Extraktionsversuch auf. Gegen diese Bewegung stemmen sich die *Fibrae alveolodentales obliquae superiores* und die *Fibrae apicales*, die sich im oberen bzw. im unteren Teil der Alveole befinden.
3. Kippung des Zahnes in mesialer oder distaler Richtung, eine Bewegung, die bei geschlossener Zahnreihe nicht möglich ist. Dieser Bewegung, die eine Drehung um eine labiallinguale Achse ist, wirken die *Fibrae alveolodentales transversae* und die *Fibrae apicales* entgegen. Es sind also die transversal verlaufenden und die apicalen Desmodontalfasern.
4. Kippung des Zahnes nach labial bzw. bukkal und lingual bzw. palatinal. Sie erfolgt um eine mesio-distale Achse. Der Bewegung entgegen wirken wie vorhin die *Fibrae alveolodentales transversae* und die *Fibrae apicales*.
5. Rotation des Zahnes um seine Längsachse. Dieser Bewegung, die nur in geringem Umfang möglich ist, wirken sämtliche *Fibrae alveolodentales transversae* und die Hauptmasse der *Fibrae alveolodentales obliquae* massiv entgegen.

Aus dem unter 3. und 4. gesagten geht hervor, daß die Kippung eines Zahnes stets um eine Achse erfolgt, die senkrecht zur Längsachse des Zahnes liegt. Nach HÄUPL ( 1951 ) befindet sich die Kippachse am Beginn des apicalen Wurzeldrittels.

Da ferner die Alveole sanduhrförmig beschaffen ist, läßt sich der Zahn bei seinen Bewegungen mit einem zweiarmigen Hebel vergleichen. Für diese Annahme spricht der histologische Befund, nach dem sich im Bereich der jeweiligen Zug- und Druckzone ein umfangreicher Ausbau des Gefäßsystems vollzogen hat. Das Desmodont ist damit in der Lage, sich physiologischen Kräften durch Umbau von Knochen und Zement anzupassen. Die Gewebsstruktur bleibt funktionell stabil.

### 2.3. Pathologische Zahnbeweglichkeit

Erkrankungen des Zahnhalteapparates äußern sich in der Veränderung von quantitativen und qualitativen Faktoren des Parodontiums.

Quantitative Faktoren, die die Zahnbeweglichkeit bestimmen, sind: Länge, Form und Zahl der Wurzeln, also die Größe der Insertionsfläche der desmodontalen Fasern. Veränderungen können durch Knochenschwund und Taschenbildung eintreten. Von größerer Bedeutung für das Entstehen einer pathologischen Zahnlockerung sind die qualitativen Faktoren: Degeneratives, entzündliches, involutives ( Höhen- und Seitenabbau ) Geschehen, unphysiologischer Funktionszustand, wie Trauma, Hyperfunktion, Hypofunktion und Parafunktion.

Die Folgen bei Hypofunktion können zunehmende Atrophie des Zahnhalteapparates, Auflösung und Desorientierung des desmodontalen Fasersystems sein.

Bei Hyperfunktion, d. h. bei Einwirkung übersteigerter funktioneller Reize, wird das Periodontium von einem zellreichen, ödematös aufgelockerten und faserarmen Granulationsgewebe ersetzt.

Dieses entzündliche Umbaugeschehen betrifft nicht nur die Fasern des Periodontiums. Es wird auch das zwischen diesen gelegene lockere, ungeformte mesenchymale Gewebe erfaßt. Eine weitere Komplizierung der Gewebedestruktionen entsteht durch sich einstellende Gefäßreaktionen.

Die schon frühzeitig auftretenden Zirkulationsveränderungen kommen durch Hyperämie, gesteigerte Exsudation und Ausbildung eines Ödems des Periodontiums zustande.

Durch die Hyperämie ist der Abtransport der vermehrten Gewebsflüssigkeit erschwert, da die Gefäße des Periodontiums durch perforierende Knochenkanälchen der Alveolenwand verlaufen. In diesen werden die rel. schwachwandigen Venen durch die hyperämisch erweiterten Arterien komprimiert.

Das Odem, das sich im Sinne einer hydropischen Schädigung der Fasern auswirkt, fördert den Abbau des Periodontiums zusätzlich zu der übersteigerten funktionellen Inanspruchnahme des Parodonts.

Das Periodontium im Ödemzustand kann sein Volumen dem gesteigerten Flüssigkeitsgehalt des Gewebes nicht anpassen, da es von unnachgiebigem Zement- und Knochengewebe eingeschlossen ist. Durch die das entzündliche Umbaugeschehen begleitende Blut- und Gewebedruckerhöhung wird eine Osteoklastentätigkeit ausgelöst. Sie hat eine Knochenresorption zur Folge.

Eine weitere Folge des Umbaus des Periodontiums ist die Schwächung der Befestigungsstruktur des Zahnes. Sie wirkt sich besonders dann ungünstig aus, wenn infolge von Resorptionen der Periodontalraum erweitert wurde. Klinisch stellt man in solchen Fällen oft eine Zahnlockerung fest.

( RAMFJORD u. ASH 1966 )

Widerstandsfähigkeit und funktionelle Integrität schwinden. Die Zahnlockerung kann also als ein Hauptsymptom bei der Erkrankung des Zahnhalteapparates betrachtet werden.

Vor allem bei den entzündlichen Parodontolysen findet man eine frühzeitige Zahnlockerung. Bei dem degenerativen-dystrophischen Parodontose-Typ ( diffuse Atrophie ) kann sie sogar das einzige Frühsymptom sein.

RATEITSCHAK, MARTHALER und ENGELBERGER ( 1964 ) fanden in einer klinischen Untersuchung von 54 Patienten eine starke Abhängigkeit der Zahnbeweglichkeit vom Knochenschwund.

Da sich schon die beginnende Erkrankung des Zahnhalteapparates klinisch durch Lockerung der Zähne äußert und diese Lockerung bei erfolgreicher Therapie reversibel ist, erscheint es nur logisch, diesem Kardinalsymptom große Aufmerksamkeit bei der Diagnostik und Therapie von parodontalen Erkrankungen zukommen zu lassen.

Keinesfalls reicht es aus, den Grad der Lockerung mit dem tastenden Finger bestimmen zu wollen. Diese Methode ist zu subjektiv und es ist vor allem auf diese Art und Weise weder möglich, die Anfangsstadien der Zahnlockerung zu erfassen, noch im Rahmen der Therapiekontrolle Veränderungen festzustellen.

Auch andere subjektive Methoden, wie die akustische Perkussionsanalyse nach REICHBORN, KJENNERUD ( 1973 ) lassen keine genügend genauen Aussagen zu.

Es hat daher nicht an Versuchen gefehlt, objektive Methoden zur Bestimmung der Zahnbeweglichkeit zu entwickeln, um diese als Orientierungsmaßstab für die Beurteilung des Zustandes von Parodontien mit heranziehen zu können.

Diese Methoden haben gemeinsam, daß man eine Kraft bestimmter Größe, Richtung und Dauer auf den zu untersuchenden Zahn einwirken läßt und die Bewegung, die er daraufhin ausführt, mißt. Von den möglichen Bewegungen des Zahnes spielen die horizontale und axiale Beweglichkeit die größte Rolle. Die meisten Untersuchungen sind mit Auslenkungen in horizontaler Richtung durchgeführt worden, weil dies experimentell leichter zu bewerkstelligen ist und einen größeren Meßweg ergibt als beim Versuch, den Zahn genau axial zu belasten. ( HENERS 1973 )

### 3. Anwendungen der Zahnbeweglichkeitsmessung

Im Rahmen der Parodontologie läßt sich die Zahnbeweglichkeitsmessung, wie schon im vorherigen Kapitel angedeutet, zur Frühdiagnose und Diagnose von Parodontopathien verwenden. Besonders kritisch in der Beurteilung ist für den Praktiker das Übergangsstadium von der chronischen Gingivitis zur marginalen Parodontitis mit Taschentiefen um 3 mm. Hier läßt sich ein klinischer und röntgenologischer Befund in der Regel noch nicht erstellen. Das Initialstadium der Parodontitis liegt Monate vor ihrer klinischen Erkennbarkeit. Ist hingegen eine unphysiologische Zahnbeweglichkeit mittels eines Meßgerätes sicher erfaßt worden, lassen sich Therapiemaßnahmen weitaus früher einleiten. Ideal wäre es, wenn bei der großen Verbreitung von marginalen Parodontopathien das Meßgerät zu Routineuntersuchungen des gesamten Gebisses eingesetzt werden könnte. Ferner wäre eine Verlaufskontrolle der verschiedenen Therapiearten, z. B. nach Konkremententfernung oder nach parodontalchirurgischen Maßnahmen, sinnvoll. Im Rahmen der konservativen und prothetischen Zahnheilkunde könnte untersucht werden, ob mit Füllungen bzw. Kronen versehene Zähne okklusalen Traumen ausgesetzt sind und ob diese nach erfolgtem Einschleifen beseitigt sind.

Auch könnte vom Patienten über den Zeitraum mehrerer Jahre ein sogenanntes "Dentogramm" erstellt werden. Bei diesem handelt es sich um mehrmals wiederholte und protokollierte Messungen der Zahnbeweglichkeit. Aus diesen wäre die langfristige Entwicklung - im negativen wie im positiven Sinne - des Parodontiums ersichtlich.

Vor allem in der zahnärztlichen Prothetik hat sich die Erkenntnis durchgesetzt, daß der Zahnersatz neben therapeutischen auch prophylaktische Aufgaben zu erfüllen hat. Das Behandlungsziel ist nicht mehr nur eine Behebung von kaufunktionellen, ästhetischen und phonetischen Mängeln, sondern die Erhaltung des Restgebisses und der zahnlosen Kieferkämme durch Verhinderung weitergehender Destruktionen. Dieses Ziel läßt sich nur erreichen, wenn die aufzunehmenden Kräfte optimal auf das Restgebiß übertragen werden und örtliche Überlastungen ausgeschlossen werden können. Dazu gehören periodische Nachkontrollen durch den Zahnarzt, um Belastungsveränderungen rechtzeitig erkennen zu können. Untersuchungen haben gezeigt, daß Prothesenträger meist erst nach Auftreten schwerer und schmerzhafter Beeinträchtigung der Kaufunktion den Zahnarzt aufsuchen. 60 % der Klammerbrüche von Teilprothesen wurden von den Patienten nicht bemerkt. ( GERSTENBERG 1979 ). Die Folge ist, daß durch funktionell-mechanische Fehlbelastung oft schon nach wenigen Jahren ein kariöser und parodontaler Zerfall der Restzähne eintritt.

Aus diesen Gründen wäre es wünschenswert, die Klammerkräfte bzw. die Auslenkung der Klammerzähne beim Einsetzen und Herausnehmen der partiellen Prothese zu messen. Dies könnte sowohl ständige Überlastungen der Klammerzähne und damit deren Lockerung als auch die Gefahr frühzeitiger Klammerbrüche vermeiden helfen.

Ein weiteres Anwendungsfeld bietet die Kieferorthopädie. Hier könnte geprüft werden, ob durch die Anwendung der Behandlungsgeräte - herausnehmbar oder festsitzend - der Lockerungsgrad der Zähne im tolerierbaren Rahmen bleibt.

Auch in der Kieferchirurgie bietet sich die Anwendung von Zahnbeweglichkeitsmessungen an.

Die Zahnbeweglichkeit vor und nach orthograden Wurzelkanalbehandlungen pulpentoter Zähne mit apikalen Veränderungen wurde bereits untersucht, u. a. auch von GÖTTE ( 1979 )

Von Interesse wäre festzustellen, ob und wie sich die Zahnbeweglichkeit nach Wurzelspitzenresektionen mit gleichzeitiger orthograder oder regredienter Wurzelkanalbehandlung ändert. Weitere Anwendungen der Zahnbeweglichkeitsmessung wären im Rahmen der Implantologie, bei Reimplantationen und Hemisektionen denkbar.

#### 4. Bisherige Zahnbeweglichkeitsmessungen

---

##### Geräte, Versuche, Erkenntnisse

---

Der erste bekanntgewordene Versuch, den Grad der Zahnbeweglichkeit quantitativ zu erfassen, wurde von HEINROTH ( 1928 ) unternommen.

Er befestigte seine Apparatur mit einem mit Stentsmasse beschichteten Abdrucklöffel an den Zähnen. Von extraoral wurde dann mit Hilfe eines Zahnradgetriebes und Kugelgelenks ein Hebel senkrecht auf die Zahnoberfläche aufgesetzt. Die Belastung erfolgte mit Gewichten. Ein Hebelsystem registrierte die Bewegung des Zahnes dergestalt, daß ein Ausweichen des Zahnes um  $1/100$  mm als 1 mm Zeigerausschlag sichtbar wurde. Die von Heinroth veröffentlichten "Mikroelastometer" - Kurven decken sich weitgehend mit den später von Mühlemann erstellten Kraft-Weg-Diagrammen. Schon damals konnte bei Beginn der Belastung ein steiler Bewegungsanstieg - von Mühlemann initiale Zahnbeweglichkeit genannt - gefolgt von einem sehr langsamen Weiteranstieg der Bewegung festgestellt werden.

Eigenartigerweise sind diese bemerkenswerten Ergebnisse in den folgenden Jahrzehnten anscheinend in Vergessenheit geraten. Erst 1955 wird auf sie in einer Veröffentlichung von LUNDQUIST wieder aufmerksam gemacht.

Bis 1939 sollte es dauern, bis ein erneuter Beitrag zur Zahnbeweglichkeit von ELBRECHT erschien. Er fixierte den Kopf des Patienten durch die Kopfstütze des Behandlungstuhles. Vor dem Mund des Patienten errichtete er ein Stativ

mit einer Meßuhr und einem Taster. Der Tasterbolzen, der mit einer senkrechten Kerbe an seinem umgebogenen Ende versehen war, wurde auf die Schneidekante des Zahnes aufgesetzt. Die Bewegung des Zahnes erfolgte mit einem Handinstrument.

ELBRECHT ( 1939 ) stellte ein Schema mit 4 meßbaren Lockerungsgraden bei maximaler Belastung auf:

- I Lockerungen bis 0,75 mm Ausschlag
- II Lockerungen bis 1,5 mm Ausschlag
- III Lockerungen bis 2,5 mm Ausschlag
- IV Lockerungen über 2,5 mm Ausschlag

Diese Werte sind recht grob und Elbrecht bemerkt einschränkend, daß man mit diesen Messungen keine besonderen Rückschlüsse auf den Krankheitszustand ziehen könne, sondern die anderen Befundergebnisse mit berücksichtigen müsse.

2 Jahre später wird von WANNENMACHER ( 1941 ) in seinem Zahnheilkunde-Lehrbuch ein Zahnbeweglichkeitsmeßgerät von Dr. FREESE abgebildet. Dieser verwendet zur Befestigung der Apparatur einen speziellen Löffel mit Kerrmasse. Das Gerät wurde nur in einem Exemplar gebaut und fiel den Kriegswirren zum Opfer. Über eventuelle Untersuchungsergebnisse liegen keine Angaben vor.

WERNER konstruierte 1942 eine Zahnbeweglichkeitsmeßapparatur zur Kontrolle der Parodontose-Therapien. Sein "Oszillometer" bestand aus dem Kraftgeber und der Meßvorrichtung. Der Kraftgeber war aus einer Gleitstange mit komprimierbarer Feder aufgebaut, also im Prinzip aus einer vereinfachten Druckfederwaage. Mit dieser stellte er jeweils eine konstante Kraft von 700 Pond ein und belastete den Zahn in labio-lingualer Richtung wie auch - mit Hilfe eines hakenförmigen Ansatzes - in lingual-labialer Richtung.

Die Ablesung der Bewegung erfolgte auf einem Meßstab mit Millimetereinteilung, der mittels einer Kofferdamklammer an einem nicht zu messenden Zahn befestigt war. Die Meßgenauigkeit betrug etwa 0,25 mm.

BEYELER und DREYFUS ( 1947 ) und DREYFUS ( 1949 ) nutzten zum erstenmal die Fortschritte der Elektrotechnik für die Konstruktion eines Zahnbeweglichkeitsmeßgerätes. Die Konzeption ihres Gerätes, das ohne feste Bezugspunkte auskommen sollte, basierte auf dem elektrodynamischen Prinzip. Das Gerät bestand aus Sender und Empfänger. Im Sender wurden elektromagnetische Schwingungen angeregt und auf den Zahn übertragen. Der Empfänger übernahm seinerseits die Schwingungen des Zahnes und wandelte sie in meßbare elektrische Schwingungen um. Sender und Empfänger sind dabei in einem Handgriff untergebracht und mit einer Feder gekoppelt. Zusätzlich ist der Sender an 2 Blattfedern aufgehängt, die als mechanischer Filter für die Sendefrequenz wirken sollten. Die Apparatur wurde nur an einem Phantommodell ausprobiert. Sie konnte die in sie gesetzten Erwartungen nicht erfüllen, weil die technischen Voraussetzungen für die an sich gute Idee noch nicht weit genug entwickelt waren.

Auch ZWIRNER ( 1949 ), ( 1953 ) brachte ein neues elektrisches Prinzip in die Zahnbeweglichkeitsmessung ein. Der Abstand zweier Kondensatorplatten, an die eine Spannung angelegt wird, ändert sich bei der Bewegung des Zahnes. Damit ändert sich auch das elektrische Feld zwischen den Platten, was durch eine Spannungsänderung auf einem Oszillographen angezeigt wurde.

Die Apparatur von MANLEY et al. ( 1951 ) basierte auf dem Prinzip der Resonanz. Ein Eisenstab wurde über eine Spule durch eine Wechsellspannung in mechanische Schwingungen versetzt. Diese wurden auf den Zahn übertragen. Die Frequenz wurde nun solange geändert, bis sie mit der Eigen- oder Resonanzfrequenz des Zahnes übereinstimmte. Sichtbar wurde dies an vergrößerten Schwingungsamplituden der Zahnkrone, die als Maß für die Beweglichkeit dienten.

Die erste Apparatur, die praktische Bedeutung erlangt hat, stammt von MÜHLEMANN ( 1951 ). Hier handelt es sich um eine mechanische Apparatur, die als eine Weiterentwicklung des Verfahrens von Elbrecht gelten kann. Mühlemann befestigt die Tastmeßuhr an Spezialabdrucklöffeln, die an dem Molaren eines Kiefers festgekipst werden. Als Kraftgeber dient ein Dynamometer in Form einer Kontaktfederwaage.

Mit seiner Apparatur führte Mühlemann als erster systematische Zahnbeweglichkeitsmessungen durch. ( MÜHLEMANN 1951 ).

Er schuf damit die Grundlagen der Periodontometrie und prägte die Begriffe initiale-, intermediäre- und terminale Zahnbeweglichkeit:

1. Die initiale Zahnbeweglichkeit entspricht der Streckung und Orientierung der gewellten Desmodontalfasern. Der Widerstand ist gering, d. h. schon kleine Belastungen bewirken relativ große Zahnkronenverschiebungen. Das Ende dieser Phase setzt ein, wenn alle Desmodontalfasern bei einer Belastungsgröße von 80 - 120 Pond gestreckt sind.

2. Bei weiterer Belastung steigt der Widerstand abrupt, so daß ein charakteristischer Knick in der Zahnbeweglichkeitskurve entsteht. Hier - im Belastungsbereich von 120 - 150 Pond - beginnt die intermediäre oder sekundäre Zahnbeweglichkeit. Der Zahn stößt an den Alveolenknochen an und beginnt diesen durchzubiegen.

Den experimentellen Nachweis dieser Annahme erbrachten KÖRBER ( 1962 ), PICTON ( 1965 ) und SAVDIR und RATEITSCHAK ( 1964 ). Auch der Zahn selbst biegt sich bei horizontaler Belastung, aber nur in einem vernachlässigbar geringem Ausmaß. ( KÖRBER 1963 ).

3. Die terminale Zahnbeweglichkeit entspricht der maximal anwendbaren Kraft, die der Patient gerade noch aushält. Hier kommt es zur elastischen Durchbiegung des ganzen Alveolarfortsatzes.

Als ein wichtiges Ergebnis seiner Arbeiten stellte Mühlemann fest, daß für die Periodontometrie von den 3 genannten Zahnbeweglichkeiten die initiale Zahnbeweglichkeit am bedeutsamsten ist, da sie Auskunft über den Funktionszustand des Zahnhalteapparates gibt. Wenn die Fasern des Desmodonts im pathologischen Zustand locker und wenig orientiert sind, ist die Zahnbeweglichkeit groß. Im gesunden Parodontium, in dem dichte und wohlorientierte Fasern vorhanden sind, ist die Zahnbeweglichkeit geringer. Ankylosierung und chemische Schädigung des Desmodonts sind mit dem Verschwinden der initialen Zahnbeweglichkeit verbunden. ( MÜHLEMANN und ZANDER 1954 ).

Die gesamten Ergebnisse von 10 Jahren Forschung finden sich in einer von Mühlemanns Arbeiten wieder. ( MÜHLEMANN 1960 ).

Bei Kindern und Jugendlichen ist die Zahnbeweglichkeit größer. Bei weiblichen Personen ist sie leicht erhöht und nimmt während der Schwangerschaft zu. Ferner schwankt die Zahnbeweglichkeit in der 24-Stunden-Periode. Morgens ist sie am höchsten, abends am niedrigsten. ( HIMMEL et al. 1957 ), HIMMEL 1957, FRANKE und LINDEMANN ( 1957 ).

Zahnbeweglichkeitsmeßwerte, die um 50 % höher als im gesunden Parodontium liegen, werden als pathologisch betrachtet.

Untersuchungen fanden statt nach Anlegen von interdentalen Ligaturen ( MÜHLEMANN et al. 1955 ) und orthodontischen Apparaturen. Sie führten ebenso wie okklusale Fehlbelastungen ( MÜHLEMANN und FEHR 1956, MÜHLEMANN 1954, MÜHLEMANN et al. 1956, HERZOG 1957 ) zu erhöhter Lockerung der Zähne.

Umgekehrt, also bei Wiederherstellung der normalen Funktion, konnte eine Abnahme der Zahnbeweglichkeit festgestellt werden. ( MÜHLEMANN et al. 1957, MÜHLEMANN und FEHR 1956, WÜST 1960 ).

Zahnbeweglichkeitsmeßgeräte der Ära nach Mühlemann entstanden in Schweden: LUNDQUIST, JOHANNSON und LEVIN 1955 führten ein Gerät mit einem elektromagnetischen Kraftgeber ein. PARMA ( 1958 ) konstruierte ein optisches Gerät mit Fernrohrablesung.

1957 berichtete PICTON über ein Gerät, bei dem die Wegänderung des Zahnes mit Dehnungsmeßstreifen bestimmt wird.

1958 baute JOEL eine Apparatur nach dem Gesetz des Strahlensatzes: Er brachte einen Spiegel am Zahn an und projizierte den Lichtstrahl an die Wand.

1959 bestimmte SPIRGI die Drehung des Zahnes bei Belastung und maß sie in Winkelgraden.

1960 maß SCHÖHL mit Dehnungsmeßstreifen.

1960/61 verwendete PARFITT eine induktive Meßmethode für die axiale Zahnbeweglichkeit.

1962 verwendete auch HOFMANN ein Verfahren mit dem induktiven Prinzip und einer Art Federwaage als Kraftgeber.

1962 berichtete KÖRBER über ein berührungslos messendes elektronisches Verfahren.

1963 baute SAVIDIR ein Gerät mit einer ausgefeilten Meßtechnik und vereinfachter Befestigung im Mund des Patienten.

Ebenfalls 1963 präsentierte O'LEARY sein USAFSAM-( United States Air Force School of Aerospace Medicine) - Periodontometer. Es handelt sich um eine Modifikation des Mühlemannschen Gerätes, mit dem nach erfolgter Eingipsung mehrere Zähne gemessen werden können.

1966 bestimmten AST et al. die Eigenfrequenz von Zähnen mit Hilfe piezoelektrischer Elemente.

1973 entwickelten NOYES et al. ein elektronisches Meßgerät, das aus einem elektrodynamischen Kraftgeber und einem Beschleunigungsmesser besteht. Es wurden nur an festen Zähnen Messungen durchgeführt, um deren Eigenschwingungen festzustellen.

1972 begann eine Forschergruppe in Tübingen: SCHULTE et al. mit Hilfe der Siemens AG die Entwicklung eines dynamischen Periodontometers "Periotest". Der eigentliche Meßteil besteht aus einem Handstück, aus dem ein Stößel hervorschnellt und auf den Zahn trifft. In dem Stößel befindet sich ein

Beschleunigungsaufnehmer, der die Abbremsung durch den Zahn in einer Kontaktzeit von 1 msec. Dauer registriert. Nachgeschaltet ist ein Mikroprozessor, der die Meßdaten verarbeitet. Ein elektronischer Sprachbaustein gibt verbale Anweisungen an den die Messung Ausführenden. Das Gerät wurde 1983 vorgestellt.

## 5. Schlußfolgerungen aus der bisherigen Literatur über die

### Zahnbeweglichkeit und Forderungen an eine neue Meßeinrichtung

Das Studium der Literatur zur Zahnbeweglichkeitsmessung läßt erkennen, daß die Registrierung der physiologischen und pathologischen Zahnbeweglichkeit ein diffiziles biophysikalisches Problem darstellt. Es muß die Forderung erfüllt werden, mikroskopisch kleine Wegänderungen zu erfassen, die mit dem bloßen Auge als solche nicht erkennbar sind. Dazu bedarf es meßtechnischer Hilfsmittel, die an die anatomischen Verhältnisse in der Mundhöhle adaptiert werden müssen. Es muß also zunächst ein physikalisches Meßprinzip ausgewählt werden, das einerseits in der Lage ist, die in Frage kommenden minimalen Bewegungsgrößen zu erfassen und andererseits von seiner äußeren Form her den beengten topographischen Verhältnissen in der Mundhöhle angepaßt werden kann.

Die Industrie bietet ein großes Spektrum von Hilfsmitteln an, die für die Zwecke der Bewegungsdarstellung des Zahnes mehr oder weniger modifiziert werden müssen: direkte Ablesung der Zahnbeweglichkeit

- über Zeiger und Skalen mit Hilfe von Lupen
- über Lichtstrahlen, die mittels Spiegel auf eine Wand projiziert werden
- über Hebelarme zu Tastmeßuhren
- über Umsetzung der Bewegung in elektrische Spannungen mittels elektronischer Bauelemente wie Kondensatoren oder Induktionsspulen

- und Umsetzung der Kraft in elektrische Spannungsänderungen durch Dehnungsmeßstreifen.

Aufgezeichnet werden die Meßwerte durch Zeigermeßinstrumente, Oszillographen oder XY-Schreiber. Darüberhinaus muß der Faktor Zeit mit einbezogen werden. Damit wird der Tatsache Rechnung getragen, daß ein mit einer konstanten Kraft belasteter Zahn eine gewisse Zeit benötigt, bis er seine Endstellung eingenommen hat. So werden zur exakten Dokumentierung des Bewegungsverlaufs eines Zahnes Kraft-Zeit, Weg-Zeit und Kraft-Weg-Zeit-Diagramme aufgestellt.

Diese Forderungen konnten von den relativ einfachen Geräten der ersten Jahre noch nicht erfüllt werden. Erst in letzter Zeit wurden leistungsfähigere Apparaturen entwickelt, die u. a. imstande sind, Meßergebnisse automatisch zu registrieren. Gleichzeitig stiegen aber Aufwand und Kosten; allein der häufig verwendete XY-Schreiber kostet mehrere tausend DM. Für eine Klinik oder ein Forschungsinstitut ist die Anschaffung solcher Geräte kein Problem; meist sind hochwertige Instrumente sowieso schon vorhanden, aber kaum ein praktischer Zahnarzt würde eine solche Ausgabe erwägen.

Die modernen Geräte arbeiten heute meistens mit einer induktiven Abstandsmessung. Dies ist ein genaues, aber auch teures Verfahren, da ein hochwertiges, miniaturisiertes Spulensystem und ein Trägerfrequenz-Meßverstärker benötigt werden. Auch hier sind Kosten von mehreren tausend DM anzusetzen. Auch die neue elektronische Apparatur "Periotest" aus Tübingen, in der die modernste Technik zum Tragen kommt, wird mehrere tausend DM kosten und damit wohl dem Einsatz in den Kliniken vorbehalten bleiben.

Mit einer anders gearteten Schwierigkeit hatten sich - "Periotest" ausgenommen - die Konstrukteure zu befassen: Die Gewinnung eines Bezugssystems und die Fixierung der Apparatur bereiteten die größten Schwierigkeiten und sind hauptsächlich dafür verantwortlich, daß Messungen nur sehr umständlich möglich sind. Einige Autoren wählten als Bezugspunkt den Kopf des Patienten. Der Kopf wurde am Behandlungstuhl fixiert, wodurch aber ein nur relativ labiles Bezugssystem entstand. Andere Autoren wählten nicht bewegte Nachbarzähne als Bezugspunkte aus und befestigten die Apparatur mit Klammern daran. Wieder andere fixierten die Apparatur am Kiefer mittels eines eingegipsten Abdrucklöffels oder einer mit Kunststoff befestigten Schiene unter Aussparung des zu messenden Zahnes. Dies erhöhte die Stabilität zu Gunsten der Meßgenauigkeit, erhöhte aber gleichermaßen auch den Zeitaufwand der Prozedur und die Unannehmlichkeiten für die Patienten.

Eine Verbesserung in dieser Richtung bot die Methode nach SAVDIR 1963, der nach der Abdrucknahme z. B. des Oberkiefers einen palatinalen Kunststoffbügel fertigte, der den nicht zu messenden Zähnen exakt anlag und diese gegen die eigentliche Mundhaltevorrichtung abstützte. Diese wurde beiderseits unter Zuhilfenahme zweier ebenfalls individuellen Kunststoffschienen bukkal festgeschraubt. An der Mundhaltevorrichtung war die Meßeinrichtung befestigt.

Dieses Verfahren bedeutete für den Zahnarzt bereits eine erhebliche Zeitersparnis, da ein großer Teil der vorbereitenden

Arbeiten, vor allem die Schaffung der Kunststoffbügel, ins Labor verlegt werden konnte und dieselben individuellen Teile bei erneuten Messungen wieder verwendet werden konnten. Trotzdem war auch hier der zeitliche Aufwand noch beträchtlich, ganz abgesehen von der aufwendigen und voluminösen Anzeigeparameter.

Für ein neu zu entwickelndes Gerät zur Messung der Zahnbeweglichkeit sind also folgende Forderungen zu erheben:

1. Die Kosten müssen reduziert werden.

Es werden sich keine Zahnärzte bereit finden, mehrere tausend DM für ein modernes Zahnbeweglichkeitsmeßgerät auszugeben, für dessen Anwendung noch nicht einmal eine direkte Abrechnungsmöglichkeit besteht. Solch ein Gerät darf also höchstens ein paar hundert DM kosten.

2. Der Zeitaufwand für eine Messung muß reduziert und die Handhabung vereinfacht werden. Ganz besonders steht der in der freien Praxis tätige Zahnarzt unter Zeitdruck.

Somit müssen die Messungen, die bisher in den Kliniken Stunden beanspruchten, auf Minuten reduziert werden.

3. Die zu applizierende Kraft soll im Bereich der initialen Zahnbeweglichkeit liegen, d. h. es sollen nur pathologische Veränderungen der desmodontalen Zahnaufhängung in die Messung eingehen. Es soll sicher vermieden werden, daß der Zahn bei der Auslenkung den Alveolarknochen berührt oder ihn gar durchbiegt. Gleichzeitig soll die Kraft aber so groß sein, daß sie auch gesunde Zähne noch meßbar auslenkt. Diesen Bedingungen wird eine Kraft von 50 Pond am ehesten gerecht.

4. Der Umfang der Meßeinrichtungen muß reduziert werden.
5. Die Meßgenauigkeit muß im praktisch erforderlichen Umfang erhalten bleiben.

Die beiden letzten Forderungen sind am einfachsten zu erfüllen, sie haben sich praktisch mit der rapiden Weiterentwicklung und Miniaturisierung der Elektronik in den letzten Jahren von selbst erledigt.

Zusammenfassend wird somit ein neues Gerät gefordert, das preiswert ist, d. h. weniger als 500 DM kosten muß, leicht zu handhaben ist und zügige Zahnbeweglichkeitsmessungen erlaubt, d. h. für eine Messung nicht mehr als ca. 3 Minuten benötigt; vom kompletten Umfang her, d. h. Anzeige- und Meßeinrichtungen, in einer Zigarrenkiste Platz findet, sowie genau und reproduzierbar mißt.

## 6. Ein neu konzipiertes und gebautes Gerät zur Messung der horizontalen Zahnbeweglichkeit

### 6.1. Meßprinzip und -verfahren

Die Mehrzahl der Geräteentwickler der letzten Jahre verwenden für die Abstandsmessung Vorrichtungen nach dem induktiven Prinzip mit Abmessungen von ca. 20 x 10 x 10 mm. Dabei sind ein bis zwei in Serie geschaltete Spulen in einem nicht rostenden amagnetischen Zylinder gelagert und vergossen. Sie werden von einem externen Oszillator, der einen Wechselstrom mit einer Frequenz von mehreren kHz erzeugt, gespeist. In dem hohlen Spulenkörper bewegt sich ein Tauchanker, der mit dem zu testenden Zahn verbunden wird und der bei einer Verschiebung eine Änderung des Ausgangssignals bewirkt. Dieses wird verstärkt und in einem nachgeschalteten Demodulator in eine Gleichspannung umgewandelt, die dann der unmittelbaren Anzeige der Wegänderung dient. Daneben werden auch berührungslose Verfahren beschrieben, wobei ein magnetisierbares Metallplättchen auf den Zahn geklebt wird, das die Funktion des Spulenkerns übernimmt. Gegen die Verwendung solcher Weggeber in dem zu planenden neuen Gerät spricht indes der hohe Preis: Es müßten allein für diesen Geräteteil 1.000 - 2.000 DM veranschlagt werden.

Wir haben uns für einen Sensor entschieden, der konkurrenzlos preiswert und klein ist und der mit einem zusätzlichen

Magneten nach dem Halleffekt-Prinzip arbeitet. Dieses Prinzip ist in der Elektrotechnik seit langem bekannt, konnte sich aber in diesem Anwendungsbereich erst im Zuge der fortschreitenden Miniaturisierung - seit 1982 - durchsetzen. Nach Vergleichsmessungen mit verschiedenen Sensoren von Honeywell, Sony und Siemens, die im Prinzip alle verwendet werden könnten, erschien uns der letztere mit der Typenbezeichnung SAS 231 W für unsere Zwecke am geeignetsten. Es handelt sich dabei um eine lineare integrierte Halleffektschaltung. ( Bild 1 ). Sie wird einem externen Magnetfeld ausgesetzt, das zweckmäßigerweise von einem kleinen Permanentmagneten stammt. Die Flußdichte ( magnetische Induktion ) dieses Feldes ist proportional der Ausgangsspannung des Sensors. Wird sie verstärkt, indem der Südpol des Magneten der Chipoberseite genähert wird, erhöht sich gleichermaßen die Ausgangsspannung, die man als Maß für die Abstandsänderung verwenden kann. ( Bild 2 ). Da mit unserem Schaltungsaufbau sehr kleine Wegänderungen in der Größenordnung von tausendstel Millimetern gemessen werden sollen, benötigt der Sensor für die nur sehr kleinen Signalamplituden einen Verstärker.

Integrierte Schaltung heißt nun, daß im Sensorgehäuse zusätzlich ein Operationsverstärker untergebracht ist, ferner zwei Transistoren, die dafür sorgen, daß der Speisestrom bei äußeren Schwankungen konstant bleibt. Der invertierende Verstärkereingang ist herausgeführt, so daß durch externe Beschaltung die Steilheit der Kennlinie  $U_q = f( B )$  in weiten Grenzen variiert werden kann. Auch der Nullpunkt kann durch externen Abgleich eingestellt werden.

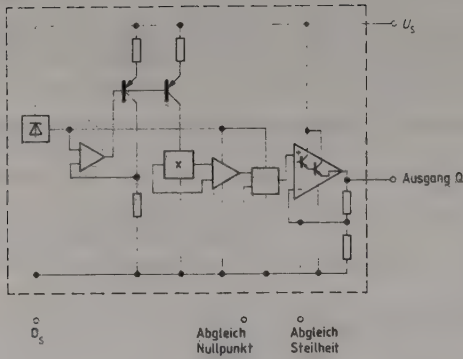


Bild 1: Blockschaltbild des Hall-Sensors SAS 231 W

Ausgangskennlinie  $U_a = f(B, U_s)$

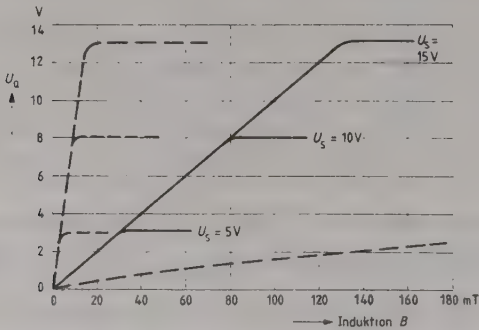


Bild 2: Kennlinie der Ausgangsspannung  $U_a$  in Abhängigkeit von der magnetischen Induktion B

Die äußeren Abmessungen des Gehäuses der kompletten Schaltung sind  $4 \times 4 \times 2 \text{ mm}$ , der Preis beträgt ca. 10 DM. Der dazugehörige Permanentmagnet von Honeywell mit der Typenbezeichnung 101MG7 ( Al Ni Co VII ) mißt  $7 \times \varnothing 6 \text{ mm}$  und kostet ca. 5 DM.

Eine zusätzliche Schwierigkeit ist aber noch zu überwinden, wenn eine bequeme Ablesung der Wegänderung mit einer linearen Digitalanzeige möglich sein soll. Wohl besteht Proportionalität zwischen Flußdichte des Magnetfeldes und Ausgangsspannung des Sensors, aber nicht zwischen dem zu messenden Weg und der Ausgangsspannung.

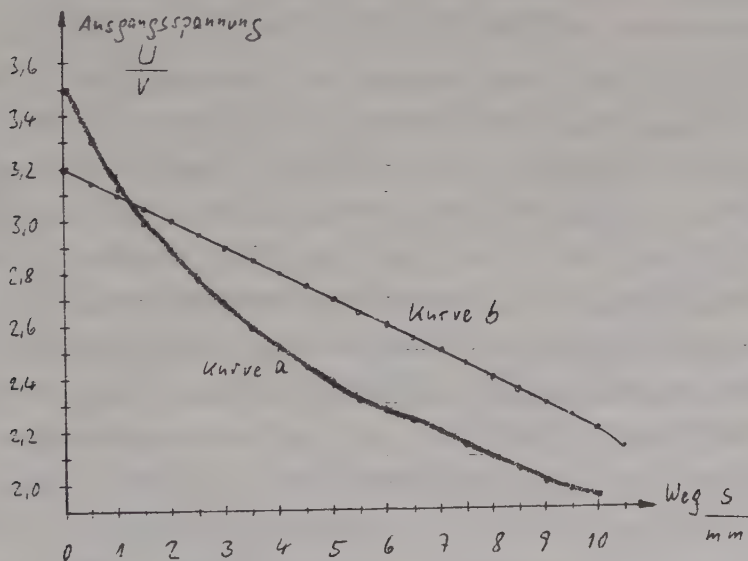


Abbildung 3: Abhängigkeit des Anzeigewertes ( Ausgangsspannung ) von der zurückgelegten Strecke des Magneten ( Weg ).

Hier liegt eine exponentielle Kurve vor, wie sie in Bild 3 ( Kurve a ) zu sehen ist und durch Auswertung von Versuchsreihen gewonnen wurde.

Dieser Schwierigkeit sahen sich auch die anderen Autoren gegenüber. Einige lösten das Problem näherungsweise, indem sie durch besondere Konstruktionsmerkmale in der Anordnung der Spulen und Eisenkörper eine bessere, wenn auch nicht vollkommene Linearität anstrebten. Eine mäßig lineare Flußdichte-Weg-Kennlinie unter Ausnutzung des positiven und negativen Induktionsbereiches erreicht man durch die sogenannte zweipolige axiale Annäherung. Hierbei werden zwei miteinander verbundene, gleichpolig gegenüberliegende Permanentmagnete axial zur Sensorfläche bewegt. Der Sensor befindet sich im Luftspalt zwischen den Magneten. In der Mittellage, d. h. bei gleichem Abstand zu den Magneten, heben sich die beiden entgegengesetzten Felder auf. Beim Verschieben der Magnete nach der einen oder anderen Seite überwiegt die positive oder die negative Feldrichtung. Eine andere Variante mit ähnlichem Aufbau stellt die axiale Annäherung mit einem Hilfsmagneten dar. Dieser ist in einem festen Abstand zum Sensor angebracht und baut ein zum bewegten Magneten entgegengerichtetes Magnetfeld auf. Dadurch wird der hyperbolische Flußdichte-Weg-Verlauf des bewegten Magneten über den gesamten Induktionsbereich des Sensors näherungsweise linearisiert. Bei der seitlichen Annäherung wird ein langer Stabmagnet parallel und in gleichbleibendem Abstand zur Sensorfläche verschoben. Auch hier wird der gesamte Flußdichtebereich ausgenutzt, aber beim Anlegen strenger Maßstäbe keine ausreichende lineare Flußdichte-Weg-Kennlinie erzielt.

Andere Autoren, wie KÖRBER, setzten einfach voraus, daß bei den kleinen zu messenden Wegen der Fehler durch die Wahl eines kurzen Kurvenabschnittes vernachlässigbar klein sei.

Dieses Verfahren ist in der Tat ausreichend genau, setzt aber voraus, daß mittels eines kleinen mechanischen Feintriebes jeweils der Nullpunkt vor der Messung exakt eingestellt werden muß. Die Autoren verwandten dazu meist Feinmeßuhren, die im Prinzip handliche Mikrometerschrauben sind. Körber setzte eine Plättchenlehre und einen Miniatur-Elektromotor als Kalibriereinrichtung ein, den er durch Fernbedienung betätigen und so den Luftspalt im Mund kontinuierlich verengen oder erweitern konnte.

Um diese Ungenauigkeit bzw. konstruktiven Schwierigkeiten zu umgehen, haben wir eine andere Problemlösung verwirklicht. Wir haben uns dazu entschieden, eine lineare Kennlinie über einen Bereich von mehreren Millimetern zu schaffen, die es uns erlaubt, den Nullpunkt elektrisch einzustellen. Dies hat folgenden praktischen Vorteil: In der Meßanordnung wird der Magnet auf die Schneidekante des zu messenden Zahnes geklebt. Der Sensor wird dahinter, d. h. in der Mundhöhle, in Position gebracht und fixiert. Dabei ist es nicht notwendig, einen genauen Abstand einzustellen. Er muß lediglich innerhalb eines Bereiches zwischen 1 - 8 mm liegen. Dies läßt sich mit Augenmaß erreichen, ohne daß man eine Einstelllehre oder ein sonstiges mechanisches Hilfsmittel braucht. Der Nullpunkt als Ausgangspunkt für die Messung läßt sich nun bequem mittels eines Potentiometers außerhalb des Mundes einstellen.

Weiterhin ist gewährleistet, daß die Wegmessung jeweils identisch ist, gleichgültig ob der per Hand eingestellte Anfangsabstand 1, 3, 5 oder 6 mm beträgt. Die Linearisierung eines solch relativ großen Abschnittes der Kennlinie  $U_q = f(\text{Weg})$  läßt sich mit einem nicht linearen Rechenverstärker erreichen. Dabei muß die Kennlinie des Verstärkers spiegelbildlich auf die des Sensors eingestellt werden. (Bild 3, Kurve b). Wegänderungen, bei denen sich der Magnet in unmittelbarer Nähe des Sensors befindet und die einen großen Spannungshub verursachen, werden weniger verstärkt als Wegänderungen bei größeren Entfernungen von Magnet und Sensor, bei denen der Spannungshub auf Grund der geringen Feldstärke des Magneten kleiner ist. Auch hier bietet die Industrie miniaturisierte Bausteine an. Wir wählten den voll temperaturkompensierten monolithischen logarithmischen Verstärker 8048 von Intersil mit einem Preis von ca. 80 DM. Das Prinzipschaltbild ist auf Bild 4 wiedergegeben.

#### 8048 Funktionsdiagramm

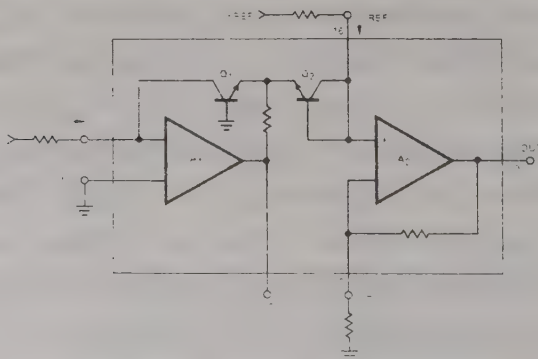


Bild 4

Der logarithmische Verstärker zur Linearisierung des Ausgangssignals

Die praktische Anzeige in hundertstel oder tausendstel mm läßt sich über einen größeren Meßbereich nur digital sinnvoll verwirklichen. Wir wählten einen LCD-Flüssigkeitskristall-Digitalanzeiger, der auf Grund seines geringen Leistungsbedarfs problemlos zusammen mit den anderen Bauelementen von einer kleinen Batterie gespeist werden kann. Die Anzeige hat  $3 \frac{1}{2}$  Stellen und gestattet  $\pm 2$  mm bzw. 4 mm in Abständen von jeweils  $1 \mu$  darzustellen. Zusammen mit dem monolithischen A/D - Wandler ICL 7106 von Intersil kostet die Anzeige ca. 100 DM.

## 6.2. Aufbau des Gerätes

-----

### 6.2.1. Elektronische Meßeinrichtung

-----

Die "Seele der elektronischen Meßeinrichtung" ist der Halleffekt-Sensor, der an der mechanischen Mundhaltevorrichtung befestigt und im Mund fixiert wird. Er ist in einer Silikon-Isoliermasse eingebettet und durch ein 1 m langes Kabel mit dem Anzeigegerät über einen Stecker verbunden. Die Steckverbindung wurde angebracht, um den Sensor sterilisieren zu können. Dies ist bis zu einer Temperatur von 125 Grad Celsius möglich. Die Digitalanzeige befindet sich zusammen mit allen anderen elektronischen Bauteilen einschließlich des Nullpunkt-Potentiometers in einem stoßfesten Plastikgehäuse mit den Abmessungen 140 x 75 x 35 mm.

Die Energieversorgung ist netzunabhängig. Es entfallen damit Sicherheitsvorkehrungen und die Meßapparatur gewinnt an Beweglichkeit. Ein wiederaufladbarer 9 V - Akkumulator läßt das Gerät mit Hilfe einer zusätzlichen Spannungsstabilisierungsschaltung 2 Stunden lang exakt arbeiten.

Der Abgleich von Magnet und Sensor wurde mittels einer Mikrometerschraube vorgenommen ( Bild 5 ). Bild 3, Kurve b zeigt die durch den logarithmischen Verstärker linearisierte Kennlinie.

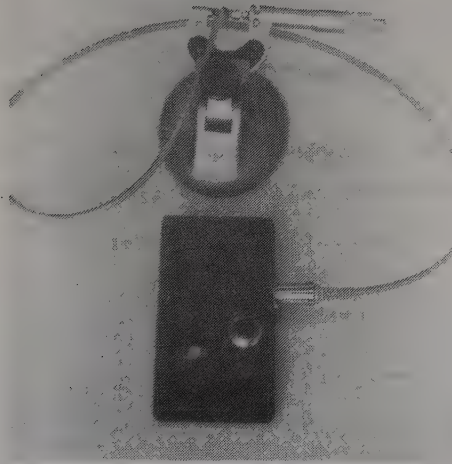


Bild 5: Das Gehäuse des Meßgerätes hat die Abmessungen  
140 x 75 x 35 mm.

#### 6.2.2. Kraftgeber

Die Belastung der Zahnkrone durch einen Kraftvektor muß 3 Bedingungen erfüllen:

1. Die Richtung der Kraft muß festgelegt werden.
2. Die Belastung des Zahnes muß bezüglich Kraftrichtung und Kraftgröße reproduzierbar sein.
3. Der gewünschte Betrag der Kraft muß über einen bestimmten Zeitraum appliziert werden können.

Die 3. Bedingung ist vonnöten, weil der Zahn bei einer Belastung nicht sprunghaft seine Endstellung einnimmt, sondern nach einer typischen Kurve in die Endstellung "kriecht".

Experimente ergaben, daß sich der Zahn nach 3 Sekunden konstanter Belastung mit einer Kraft von 50 Pond nicht meßbar weiterbewegt.

Versuche, um den günstigsten Kraftgeber herauszufinden, fanden mit vier verschiedenen Ausführungen statt, die auf dem Bild 6 abgebildet sind.

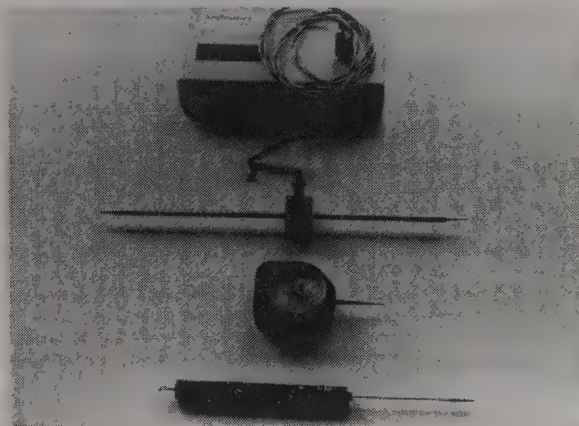


Bild 6: Abmessung der Druckfederwaage ca. 20 cm Länge.

Als erstes bauten wir eine Apparatur, mit der die Kraftmessung über Dehnungsmeßstreifen ( DMS ) stattfindet. Dazu wurde auf einen abgewinkelten Aluminiumblechstreifen ein DMS von Hottinger-Baldwin geklebt, der zum Zweck der Stabilität gegen äußere Temperatureinflüsse um einen zweiten DMS auf der Gegenseite des Blechwinkels ergänzt wurde. Beide DMS wurden in eine Brückenschaltung integriert. Bei Belastung erfolgt eine Widerstandsänderung der DMS und damit eine Brückenverstimmung.

Diese wird von einem Differenzverstärker beliebig hoch verstärkt. Zur Sichtbarmachung des Meßergebnisses wurde wieder eine digitale LCD-Anzeige mit 3 1/2 Stellen von Intersil gewählt. Verstärker, Anzeige und Batterie sind in einem Plastikgehäuse untergebracht. Zur Kalibrierung auf die Genauigkeit von 1/10 Pond wurde eine Kraftmeßeinrichtung von Sartorius herangezogen.

Experimente mit dieser sehr genauen Kraftmeßeinrichtung brachten zutage, daß hiermit eine freihändig am Versuchszahn übertragene Kraft nicht in einem ausreichenden Maß konstant zu halten ist. Die abgelesenen Werte schwankten bei einem Sollkraftwert von 50 Pond um  $\pm 5$  Pond.

Als zweite Meßanordnung von oben ist auf Bild 6 ein ebenfalls von uns konstruierter "aufgewickelter" Drehmomentbegrenzer zu sehen. Diese Apparatur arbeitet nach dem Prinzip eines aus der Werkzeugtechnik bekannten Drehmomentschraubenschlüssels, auch Ratsche genannt. Ein leichter Aluminiumstab, mit kegelförmigen Rillen versehen, läuft in einer horizontalen Bohrung eines Messingquaders. In einer zweiten vertikalen Bohrung, die mit der horizontalen Bohrung in Verbindung steht, liegt dem Aluminiumstab ein kleiner Zylinder auf. Die Stirnfläche des Zylinders entspricht dabei der kegelförmigen Form der Stabsegmente, beide berühren sich also so breitflächig wie möglich. Mit einer Feder, deren Druckkraft beliebig mittels einer Schraube verändert werden kann, wird der Zylinder auf den Stab gedrückt.

Wenn nun der Messingblock mit Daumen und Zeigefinger gefaßt, die Spitze des Aluminiumstabes auf eine Zahnoberfläche aufgesetzt und der Messingblock in Richtung des Zahnes bewegt wird, gleitet der Stab durch die Bohrung des Messingblocks hindurch. Dabei überträgt sich die Reibungskraft, die von der Feder und der Hand stammen, auf den Zahn. Die Kraft schwankt zwischen einem Minimal- und Maximalwert. Wenn sich der Zylinder an seinem tiefsten Punkt, also an einer der dünnsten Stellen des Stabes aufhält, ist die Feder am wenigsten gespannt und vermittelt eine geringe Reibungskraft. Wird jetzt der Messingblock nach vorn - auf den Zahn zu - geschoben, wandert der Zylinder auf der Schräge der Kegelfläche nach oben. Auf der höchsten Ebene ist die Feder maximal gespannt und vermittelt eine hohe Reibungskraft. Diese maximale Kraft kann mit der vorgespannten Feder eingestellt werden; wir fixierten sie bei 50 Pond.

Leider wurden unsere Erwartungen auch bei dieser Apparatur nicht voll erfüllt. Bei solch einer kleinen Kraft beeinträchtigt das veränderliche Kippmoment auf Grund des Eigengewichtes des Stabes die erforderliche Meßgenauigkeit schon zu sehr. Die Schwankungen lagen bei + 3 / - 7 Pond.

Das dritte Meßgerät von oben auf Bild 6 zeigt eine Kontaktfederwaage, wie sie von mehreren Autoren, so von Mühlemann und in der Kieferorthopädie zur Messung von Federkräften, verwendet werden. Aber auch mit diesem - überdies auch nicht billigen - Hilfsmittel gelang es uns nicht, die gewünschten 50 Pond konstant einzustellen. Der Zeiger zitterte ständig um ca.  $\pm 4$  Pond.

Das beste Ergebnis erzielten wir schließlich mit dem letzten auf Bild 6 gezeigten Instrument: Eine Federwaage von Pesola, die gleichermaßen Druck- oder Zugkräfte mißt. Man faßt sie bei der Messung wie einen Federhalter zwischen Daumen und Zeigefinger. Das wichtigste ist nun, daß man sich mit der Hand fest abstützt, am Kinn, seitlichen Unterkiefer- oder Oberkieferknochen. Dann ist man mit ein wenig Übung ohne weiteres in der Lage, 50 Pond mit  $\pm 1$  Pond Abweichung über mehrere Sekunden zu halten.

### 6.2.3. Mechanische Mundhaltevorrichtung

Die Mundhaltevorrichtung hat die Aufgabe, den Sensor für die Abstandsmessung unverrückbar zu fixieren. Dies soll schnell und einfach geschehen können, ebenso der Abbau der Vorrichtung nach erfolgter Messung.

Die praktischen Ausführungen der Mundhaltevorrichtungen führten bei den meisten Autoren zu Konstruktionen, die den Wegaufnehmer wohl sicher befestigten, aber umständlich angebracht werden mußten und dem Patienten viel Geduld und Unannehmlichkeiten abverlangten. Das hatte seine Ursache in der Konzeption, die nicht zu messenden Zähne über Löffel, Schienen o. ä. mit Gips oder Kunststoff zu verblocken und diese verblockte Einheit sowohl für die Abstandsmessung als auch für die Kraftmessung zu gebrauchen. Die Verblockung war für die Abstandsmessung der ruhende Pol und für die Kraftmessung das Hypomochlion.

Diese Konzeption änderten wir für unser Gerät aus folgenden Gründen:

1. Die Blockbildung mit Hilfe von Schienen o. ä. stößt auf Schwierigkeiten oder wird ganz unmöglich, wenn nur noch wenige Zähne im Kiefer vorhanden sind. Die Schienung findet keinen Halt mehr.
2. Wenn die vorhandenen Zähne gelockert sind und sich - trotz Verblockung - durch die Belastung bei der Kraftmessung auch nur geringfügig bewegen, wird die Wegmessung unzulässig verfälscht.

3. Ein festes Bezugssystem sowohl für die Abstands- als auch für die Kraftmessung ist nicht notwendig. Es genügt, wenn für Abstandsmessung ein starres, für die Dauer der Messung unverrückbares Bezugssystem geschaffen wird.

Wenn die Kraft appliziert wird, ist es für die Bewegung des Zahnes gleichgültig, wo sich das Hypomochlion der Kraft befindet. Es ist sogar von Vorteil, wenn es außerhalb der Mundhöhle liegt, weil dann verfälschende Rückwirkungen auf die Wegmessungen nicht mehr möglich sind. Lediglich der Betrag der Kraft muß reproduzierbar sein, was einfach durch die Skalenablesung geschieht, und die Richtung der Kraftwirkung muß stets die gleiche sein. Hierzu müssen Vereinbarungen getroffen werden, wie es verschiedene Autoren schon vorgeschlagen und praktiziert haben:

Der Kraftansatz liegt erstens in der Mitte der Labialseite der Krone zwei Millimeter unterhalb der Schneidekante und zweitens in diesem Punkt senkrecht auf der Zahnkrone. Ob und inwieweit Abweichungen von diesen Vereinbarungen zu Fehlmessungen führen, wird später ( Kapitel 6.3.2. ) untersucht.

Die neu konstruierte Mundhaltevorrichtung besteht im wesentlichen aus einer doppelten Gelenkvorrichtung. Sie wird auf eine Kofferdamklammer geschraubt und läßt sich so an einem beliebigen Zahn befestigen. ( Siehe Bild 7 ).

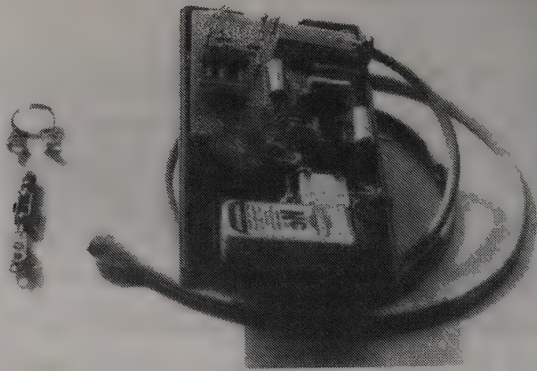


Bild 7:    Links: Mundhaltevorrichtung mit Kofferdamklammer.  
          Rechts: Elektronisches Weganzeigegerät, geöffnet.

Der Sensor wird auf das andere Ende der Gelenkkonstruktion geschraubt. Sie ist so ausgelegt und derart dreidimensional beweglich, daß sie sich und damit der Sensor auf jeden beliebigen Punkt in der Mundhöhle einstellen läßt. Die 4 Kugeln der beiden Gelenke sind so straff gelagert, daß der Zahnarzt den Sensor in die gewünschte Position bringen kann. In dieser bleibt er dann auf Grund der Reibung fixiert.

### 6.3. Exemplarische Messungen mit dem neuen Gerät

---

#### 6.3.1. Am Modell

---

Das Modell besteht aus einer mehrfach abgelenkten Eisenschiene, die sich an einem Tisch festschrauben läßt und an ihrem oberen Teil Bohrungen für die Befestigung zweier Kunststoffzahnmodelle besitzt. An dem Unterkieferzahnmodell ist die Mundhaltevorrichtung angebracht. Auf dem Bild 8 wird die Beweglichkeit des Zahnes 41 gemessen. Auf ihm ist der Magnet aufgeklebt. Ihm gegenüber ist der Sensor zu erkennen. Dieser ist seinerseits mechanisch an der Mundhaltevorrichtung und - über der Kofferdamklammer - an Zahn 36 befestigt, sowie elektrisch über das abgeschirmte Kabel mit der Anzeigeapparatur verbunden.



Bild 8: Messung der Zahnbeweglichkeit des Zahnes 41.

Belastet wird der Zahn, wie abgebildet auf Bild 8, an dem wie zuvor beschrieben gekennzeichneten Punkt mit dem Kraftgeber, der Druckfederwaage. Um dem Zahn die nötige Beweglichkeit zu verschaffen, wurde die Kunststoffalveole vergrößert und verschiedene künstliche Parodontien eingebracht, z. B. eine Druckfeder und Einbettmasse aus Optosil.

Mit diesem Modell wurde die Mundhaltevorrichtung verfeinert, die verschiedenen Kraftgeber miteinander verglichen, verschiedene Klebstoffe für den Magneten ausprobiert, die Meßpunkte auf den Zahnkronen festgelegt, die Reihenfolge des Vorgehens geprüft und der Umgang mit der Gesamtapparatur trainiert.

Ferner stellten sich folgende Fragen in bezug auf Genauigkeit und Toleranzen im Zusammenspiel von Sensor und Magnet:

1. Wie groß ist die Linearitätsabweichung im geforderten Wegbereich von 0 - 8 mm ?
2. Wenn der Magnet auf den Sensor eingestellt wird, können die Achsen beider mit Augenmaß nicht in Übereinstimmung gebracht werden. Wie wirkt sich eine Parallelverschiebung aus ?
3. Magnet und Sensor lassen sich mit Augenmaß nicht exakt parallel stellen. Wie wirkt sich eine Schrägstellung beider zueinander aus ?
4. Wie wirken sich Wärme und Feuchtigkeit auf die Meßgenauigkeit aus ?

Die Messungen zur Klärung dieser Fragen wurden nicht am Modell, sondern an der Mikrometerschraube vorgenommen.

Auf ihr wurden Sensor und Magnet mit Klebewachs sicher aber leicht reversibel fixiert.

zu 1: Bei axialer und paralleler Annäherung des Magneten  
-----  
an den Sensor in einen Bereich von 0 ( d. h. Kontakt )  
bis 8 mm ergibt sich eine Linearitätsabweichung  
von  $\pm 2 \mu\text{m}$ .

zu 2: Magnet und Sensor sind parallel, aber axial versetzt  
-----  
 $\pm 3 \text{ mm}$  : Ohne Einfluß  
 $\pm 4 \text{ mm}$  : 1/100 mm Änderung bei einer Umdrehung der  
Mikrometerschraube, d. h. 0,5 mm Weg, dies  
entspricht einem Fehler von  $\pm 2 \%$ .  
 $\pm 5 \text{ mm}$  : 5/100 mm Änderung auf 0,5 mm Weg, dies  
entspricht einem Fehler von  $\pm 10 \%$ .

zu 3: Eine Schrägstellung des Sensors zum Magneten bleibt  
-----  
bis  $45^\circ$  ohne Einfluß.

zu 4: von  $20^\circ \text{ C}$  bis  $60^\circ \text{ C}$  ergab sich keine Änderung der  
-----  
Meßergebnisse.

Auch Änderungen der Luftfeuchtigkeit bis 100 % verfälschten  
die Meßergebnisse nicht.

### 6.3.2. Exemplarische Messungen am Patienten

#### 6.3.2.1. Versuchsergebnisse

Die erfolgten Messungen an Patienten verfolgten nicht den Zweck, typische Anwendungen ( s. Kap. 3 ) zu demonstrieren. Diese umfangreiche Aufgabe bleibt einer Folgearbeit vorbehalten. Hier sollte lediglich an wenigen Fällen beispielhaft gezeigt werden:

- a) Wie wirken sich Ungenauigkeiten bei der freihändigen Applikation der Kraft aus ?
- b) Was für Meßwerte sind in gesunden Parodontien zu erwarten ?

Dazu wurden die Beweglichkeiten der Frontzähne und vereinzelter Sechsjahrmolaren von Versuchspersonen mit klinisch gesunden Parodontien gemessen. Dies geschah unter wechselnden Bedingungen. Vor allem sollte geprüft werden, wie ein fehlerhaftes Aufsetzen des Kraftgebers auf die Kronenoberfläche die Meßwerte verfälscht.

Fehler bei der Applikation der Kraft sind möglich, wenn der Kraftgeber einmal seitlich versetzt und zum anderen schräg auf die Kronenoberfläche aufgesetzt wird.

Vereinbarungsgemäß soll der Aufsetzpunkt 2 mm von der Schneidekante entfernt in der Mitte der labialen Kronenoberfläche liegen. Dieser Punkt wurde mit Hilfe eines auf den Zahn aufgeklebten Gitternetzes bestimmt und wird im folgenden als Zentralpunkt bezeichnet. Gleichzeitig wurden mit dieser Markierungshilfe in Millimeterabständen jeweils 4 Punkte rechts und links, sowie ein Punkt je nach inzisal und cervikal festgelegt.

Dazu eigneten sich auf Grund ihrer Kronengröße am besten die oberen Schneidezähne 21 und 11. Von den 3 Versuchspersonen wurden jeweils beide in die Messungen einbezogen und Mittelwerte gebildet.

Die Messungen wurden mit Kräften von 50 Pond durchgeführt. Bei Belastung des Zentralpunktes wurde ein Weg von 1/100 mm gemessen. Dieser Betrag gilt im folgenden als Richtwert. Bei Belastung der Punkte inzisal und cervical des Zentralpunktes zeigte das Gerät ebenfalls 1/100 mm an. Seitlich des Zentralpunktes wurden hingegen von 2 - 4 mm Abstand der Wert 0 angezeigt. Offensichtlich wird ein Teil der Kraft in diesen Fällen bereits in eine minimale Rotation des Zahnes umgesetzt, die nicht angezeigt wird.

Die Messungen mit der Schrägstellung des Kraftgebers wurden alle im Zentralpunkt mit 50 Pond ausgeführt. Der Kraftansatz erfolgte aus 4 Richtungen: von rechts, links, oben und unten, jeweils mit  $10^{\circ}$ ,  $20^{\circ}$ ,  $30^{\circ}$  und  $40^{\circ}$  Abweichung von der Senkrechten, gemessen mit einem am Kopf des Patienten fixierten Winkelmaß. Bei den  $10^{\circ}$  und  $20^{\circ}$  Abweichungen wurden in alle Richtungen 1/100 mm gemessen, bei der  $30^{\circ}$  Abweichung ebenfalls, aber nur in den beiden Richtungen von oben und unten.

Die  $30^{\circ}$  Abweichung nach rechts und links ergab den Wert 0, ebenso die  $40^{\circ}$  Abweichungen in alle Richtungen.

Schließlich folgten einige Orientierungsmessungen an verschiedenen Zähnen mit steigenden Belastungen, die am darauffolgenden Tage wiederholt wurden. Für einen angegebenen Zahntyp wurden an jedem Tag insgesamt von 3 Versuchspersonen 6 Meßreihen gebildet und die Grenzwerte tabelliert:

| Oberer mittl. Schneidezahn | Belastung ( Pond ) | Weg ( 1/100 m ) |
|----------------------------|--------------------|-----------------|
| ( Bild 9 und 10 )          | 50                 | 1 - 2           |
|                            | 100                | 2 - 5           |
|                            | 150                | 3 - 6           |
|                            | 200                | 3 - 7           |
|                            | 300                | 5 - 15          |



Bild 9: Angebrachte Meßapparatur für einen ober mittleren Schneidezahn - rechts im Bild der Speichelsauger -



Bild 10: Einstellung wie bei Bild 9, aber ohne Magneten zur besseren Darstellung der Mundhaltevorrichtung.

| Oberer seitl. Schneidezahn | Belastung ( Pond ) | Weg ( 1/100 mm ) |
|----------------------------|--------------------|------------------|
|                            | 50                 | 1 - 2            |
|                            | 100                | 2 - 3            |
|                            | 150                | 5 - 9            |
|                            | 200                | 7 - 12           |
|                            | 300                | 8 - 20           |

| Unterer mittl. und<br>seitl. Schneidezahn<br>( Bild 11 ) | Belastung ( Pond ) | Weg ( 1/100 mm ) |
|----------------------------------------------------------|--------------------|------------------|
|                                                          | 50                 | 1 - 2            |
|                                                          | 100                | 2                |
|                                                          | 150                | 3 - 4            |
|                                                          | 200                | 4 - 5            |
|                                                          | 300                | 5 - 6            |



Bild 11: Unterer Schneidezahn zur Messung vorbereitet

| Unterer Eckzahn<br>( Bild 12 ) | Belastung ( Pond ) | Weg ( 1/100 mm ) |
|--------------------------------|--------------------|------------------|
|                                | 50                 | 1                |
|                                | 100                | 2                |
|                                | 150                | 3                |
|                                | 200                | 3                |
|                                | 300                | 3 - 4            |



Bild 12:

Ein unterer Eck-  
zahn wird mit  
100 Pond belastet.  
Das Anzeigegerät  
zeigt 2/100 mm  
Wegänderung an.



Bild 13: Meßeinstellung für einen unteren Prämolaren

| Unterer 6-Jahr-Molar | Belastung ( Pond ) | Weg ( 1/100 mm ) |
|----------------------|--------------------|------------------|
| ( Bild 14 )          | 50                 | 0                |
|                      | 100                | 1                |
|                      | 150                | 1 - 2            |
|                      | 200                | 2 - 3            |
|                      | 300                | 3 - 4            |

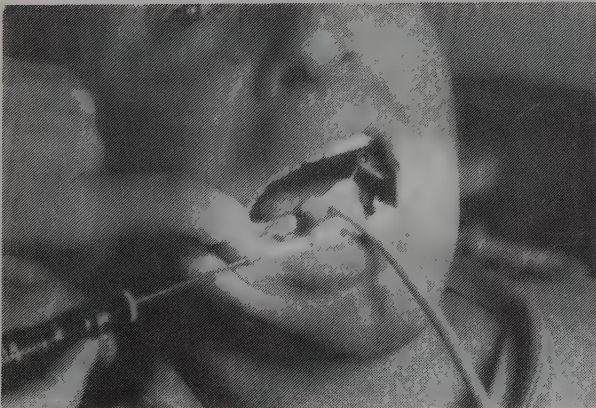


Bild 14:

Messung eines unteren  
6-Jahr-Molaren, der im  
vorliegenden Fall  
überkront ist.

Jede Kraftgröße wurde 4 Sekunden lang appliziert und dann jeweils - ohne abzusetzen - auf den nächsthöheren Wert gesteigert.

Unterschiede in den Meßwerten der beiden Tage wurden bei den 50 und 100 Pond-Belastungen nicht festgestellt. Bei den höheren Kräften ergaben sich teilweise Abweichungen, die aber  $\pm 1/100$  mm nicht über - bzw. unterschritten.

### 6.3.2.2. Praktische Vorgehensweise am Patienten

Mit etwas Übung lassen sich die folgenden 5 Schritte, die zu der Beweglichkeitsmessung eines Zahnes notwendig sind, in 2 - 3 Minuten abwickeln.

1. Der Meßpunkt auf der Kronenoberfläche des zu messenden Zahnes wird angezeichnet.
2. Der Magnet wird auf diesem Zahn mit Klebewachs befestigt. Dazu bringt man mit einem heißen Wachsmesser einen kleinen Tropfen erweichtes Wachs auf den Magneten auf und drückt diesen sofort auf die Schneidekante des Zahnes. Das Wachs erkaltet in Sekundenschnelle und hält den Magneten sicher in seiner Position. Am Ende der Messung lassen sich Magnet und Wachsreste mühelos entfernen.
3. Die Mundhaltevorrichtung wird mit Hilfe einer Kofferdamklammer an einem beliebigen Zahn angebracht, wozu sich in erster Linie Molaren anbieten. Dann wird der Sensor von Hand auf den Magneten eingerichtet und eine Entfernung von ca. 4 mm eingestellt, was bei der großen erlaubten Toleranz von  $\pm 4$  mm problemlos allein mit Augenmaß gelingt.
4. Die Anzeigevorrichtung außerhalb des Mundes - mit dem Sensor über ein Kabel verbunden - wird mit einem 10-Gang-Drehwiderstand auf Null gestellt. Dies ist auf dem gesamten Meßbereich von 0 - 8 mm möglich. Die praktischen Messungen haben übrigens gezeigt, daß man sich diese geringe Mühe auch noch sparen kann, indem man sich einfach den angezeigten Wert bei der Ausgangsstellung der Messung merkt und dann nach der Messung mit dem neuen Wert die Differenz bildet.

5. Der Kraftgeber wird zwischen Daumen und Zeigefinger gefaßt und auf den Meßpunkt des zu messenden Zahnes aufgesetzt. Er wird nun mit der gewünschten Kraft belastet, in unserem Fall mit 50 Pond. Diese Kraft wird 4 Sekunden lang konstant gehalten, wobei es sich empfiehlt, den Handballen am Kopf des Patienten abzustützen.

Dann wird der Wert vom Anzeigegerät abgelesen und notiert, was natürlich auch von der Helferin erledigt werden kann.

Sollen anschließend die Nachbarzähne gemessen werden, wird lediglich der Magnet umgesetzt. Die Mundhaltevorrichtung bleibt an ihrem Platz und wird nur auf den jeweiligen Zahn neu eingerichtet.

Soll im anderen Kiefer gemessen werden, wird die Mundhaltevorrichtung wieder einem Molaren des entsprechenden Kiefers aufgesetzt. Aus dieser Position heraus können dank der äußerst beweglichen Kugelgelenke alle Frontzähne und Prämolaren einschließlich des 6-Jahr-Molaren der Gegenseite gemessen werden. Die Mundhaltevorrichtung braucht nur für den Fall im selben Kiefer umgesetzt zu werden, wenn der vorherige Befestigungszahn selbst meßtechnisch erfaßt werden soll.

## 7. Diskussion

In den vorangegangenen 6 Kapiteln wurden die Forderungen, die an eine neu zu entwickelnde Apparatur zu stellen sind, präzisiert. In Relation zu den bekannten Apparaturen aus der Literatur über die Zahnbeweglichkeit wurden die Vorteile des vorliegenden Gerätes diskutiert:

### 1. Geringe Kosten

Das Gerät kostet weniger als 500,--DM. Damit ist es im Vergleich zu allen anderen auf dem Markt befindlichen Zahnbeweglichkeitsmeßapparaturen konkurrenzlos preiswert.

### 2. Geringer Zeitaufwand

Die Zahnbeweglichkeitsmessung eines Zahnes kann in zwei bis drei Minuten abgewickelt werden, einschließlich An- und Abbau der Apparatur ohne nachhaltige Strapazierung des Patienten. Damit ist es mit Abstand das am schnellsten zu bedienende Gerät, mit Ausnahme des "Periotest" aus Tübingen, das aber mehr als um den Faktor 10 teurer ist.

### 3. Geringer Umfang

Die gesamte Apparatur findet in einer Zigarrenkiste Platz. Damit gibt es auch in der kleinsten Zahnarztpraxis keine Platzprobleme.

### 4. Genauigkeit

Durch den Einsatz modernster Technik können die Messungen beliebig genau ausgeführt werden. Nachdem wir zuerst in der Größenordnung von tausendstel Millimeter gemessen hatten, ergaben die Versuche, daß für praktische Belange die Meßanzeige von hundertstel Millimeter ausreicht.

## 5. Reproduzierbarkeit der Messungen

a) Mundhaltevorrichtung mit Sensor und Magnet sind in einem Abstand zwischen 1 und 8 mm einzustellen. Diese große Toleranz ist möglich, weil auf der gesamten Strecke von 8 mm das Verhältnis von Weg und Sensoranzeige linear ist. Der Fehler mit  $\pm 2 \mu$  ist vernachlässigbar klein.

b) Mundhaltevorrichtung mit Sensor und Magnet dürfen nicht mehr als 3 mm achsenparallel verschoben sein.

c) Mundhaltevorrichtung mit Sensor und Magnet dürfen keinen größeren Winkel als  $45^\circ$  miteinander bilden.

Der Kraftgeber soll möglichst senkrecht auf der Längsachse des Zahnes und senkrecht auf eine durch die breiteste Ausdehnung des Zahnes ( mesial-distal ) verlaufende Ebene wirken, dadurch wird jede rotierende Bewegung des Zahnes verhindert.

Der Ansatzpunkt der Kraft liegt ausgehend von der Schneidekante 2 mm apical.

d) Der Ansatzpunkt darf 1 mm in alle Richtungen verschoben werden. Bei einer größeren Abweichung, vor allem in Richtung mesial-distal, sind die angezeigten Werte zu klein.

e) Der Kraftgeber kann beim Aufsetzen bis zu  $20^\circ$  in allen Richtungen abweichen. Bei größeren Winkeln gibt es vor allem in Richtung mesial-distal Fehlmessungen.

f) Die Größe der Kraft soll möglichst konstant sein, d. h. bei 50 Pond um nicht mehr als  $\pm 2$  Pond schwanken.

g) Die Zeit der Messung soll 3 - 4 Sekunden betragen.

Die exemplarischen Messungen in Kapitel 6.3. zeigten, daß sich die Voraussetzungen a - g ohne Hilfsmittel einhalten lassen. Damit ist der Nachweis erbracht, daß die Reproduzierbarkeit der Messungen bei der vorliegenden neuen Zahnbeweglichkeitsmeßapparatur gegeben ist. Dieser Nachweis gilt allerdings nicht für die Punkte d und e, da hier nur Versuche mit 6 Zähnen gemacht wurden. Hier werden in einer Folgearbeit weitere Zähne und auch solche mit erkrankten Parodontien untersucht.

## 8. Zusammenfassung

---

Die Arbeit berichtet über eine neu konstruierte Apparatur zur Messung der Zahnbeweglichkeit. Vorausgeschickt werden die Gründe für den Bedarf einer solchen Apparatur, die anatomischen Grundlagen der Zahnbeweglichkeit und die Pathologie der vergrößerten Zahnbeweglichkeit.

Die Grundidee der Zahnbeweglichkeitsmessung fußt auf der Tatsache, daß die fortschreitende Zerstörung des Zahnhalteapparates ihren klinisch erfaßbaren Ausdruck in der pathologischen Lockerung der Zähne findet.

Somit hat es nicht an Versuchen gefehlt, mit objektiven physikalisch-technischen Hilfsmitteln den Grad der Lockerung festzustellen. Hiermit war und ist man in der Lage, Rückschlüsse auf den Zustand des Parodontiums zu ziehen.

Bei Vorliegen weiterer klinischer Befunde hat man eine zusätzliche Diagnosehilfe zur Hand. Fehlen klinische Befunde, können die Messungen mit dem Zahnbeweglichkeitsmeßgerät allein auf eine beginnende Erkrankung hinweisen und zu therapeutischen Konsequenzen Anlaß geben.

In der Literaturübersicht werden die bisherigen Versuche zur Messung der Zahnbeweglichkeit besprochen. Aus den dort gewonnenen Erfahrungen ergeben sich folgende Forderungen an ein neu zu konstruierendes Gerät:

Es soll preiswert sein, Messungen mit geringem Zeitaufwand ermöglichen, wenig Platz beanspruchen, genau und reproduzierbar messen.

verwirklicht wurden diese Bedingungen mit einem neu gebauten Zahnbeweglichkeitsmeßgerät. Es besteht aus dem Zahnbeweglichkeitsanzeigegerät mit Sensor, einem Permanentmagneten, einer Mundhaltevorrichtung und einem Kraftgeber in Form einer Druckfederwaage. Mit dieser wird der zu messende Zahn an einem definierten Punkt senkrecht belastet. Auf der Schneidekante des Zahnes ist der Permanentmagnet aufgeklebt. Dieser wird auf den Halleffekt-Sensor zubewegt, der mit der Mundhaltevorrichtung an einem anderen beliebigen Zahn befestigt ist. Der Sensor mißt die durch die Bewegung des Zahnes verursachte Magnetfeldänderung und setzt sie in ein elektrisches Signal um. Das Signal ist primär proportional der Flußdichte des Magnetfeldes, aber nicht proportional zum Weg. Es wird daher im Anzeigegerät mit einem speziellen Rechenverstärker ( logarithmischen Verstärker ) so verändert, daß es in einem Bereich von 0 - 8 mm, in dem sämtliche Messungen ablaufen, dem Weg proportional ist. Dieses Signal erscheint nun als lineare, digitale Anzeige der Wegänderung in 1/100 mm. Anhand von einigen Meßreihen wird die einfache Handhabung, die vielseitige Anwendbarkeit und die Reproduzierbarkeit des Gerätes demonstriert.

## 9. Literaturverzeichnis

-----

1. ADT, D., DIEMER, R. und HOFMANN, M.: Untersuchungen über das elastische Verhalten der Wurzelhaut, des alveolären Knochens und der Wurzelhartsubstanzen.  
Dtsch. Zahnärztebl. 20, 639 ( 1966 )
2. BEYELER, K., DREYFUS, J.: Prinzip einer elektro-dynamischen Apparatur zur Messung des Lockerungsgrades der Zähne.  
Parodontologie 1, 113 - 120, ( 1947 )
3. DREYFUS, J.: Le vibromètre dynamique, théorie et applications d ' un nouvel instrument électrique de mesures mécaniques  
Schweiz. Arch. f. Wiss. u. Techn. 15, 338 - 344, ( 1949 )
4. ELBRECHT, E.: Beitrag zur Bestimmung der Lockerung der Zähne. Parodontium 11, 138 - 141, ( 1939 )
5. FEHR, C., MÜHLEMANN, H.R.: Objektive Erfassung der Wirkung einer internen Parodontaltherapie ( "Biostimulin" )  
Parodontologie 10, 152 - 167, ( 1956 )
6. FRANKE, G., LINDEMANN, E.: Untersuchungen über das Zahnbeweglichkeitsmeßgerät nach Mühlemann und dessen Anwendung bei der Kontrolle der lokalen balmotherapietalen Behandlung.  
Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 12, 1137 - 1152, ( 1957 )
7. FRÖHLICH, E.: Entwicklung und Morphologie der Weichgewebe des Parodontiums. Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 13, 221 ( 1958 )
8. GERSTENBERG, G.: Zur Funktionstüchtigkeit von herausnehmbarem Teilersatz. Med. Diss., Köln ( 1979 )
9. GÖTTE, H.: Zahnbeweglichkeit vor und nach Wurzelkanalbehandlungen an Zähnen mit apikalen Veränderungen.  
Med.Diss. FU Berlin ( 1979 )

10. GOTZE, W.: Über Altersveränderungen des Parodontiums.  
Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 20, 465 ( 1965 )
11. HÄUPL, K.: Der Zahnstützapparat, das Parodontium  
In Häupl-Hersten-Rehm Zahnärztl. Prothetik Band I,  
S. 84 - 97, J.H. Barth-Verlag, Leipzig ( 1951 )
12. HEINROTH, H.: Klinische Untersuchungen, Kaudruckmessung.  
Die Fortschritte der Zahnheilkunde Band IV, S. 110 - 130,  
( 1928 )
13. HENERS, M.: Statistischer Vergleich zweidimensional regi-  
strierter physiologischer Zahnbeweglichkeit.  
Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 28, 447, ( 1973 )
14. HERZOG, H.: Zahnbeweglichkeitsverhältnisse bei asymmetri-  
scher Kaufunktion. Med. Diss., Zürich ( 1957 )
15. HIMMEL, G.: Das Verhalten der Zahnbeweglichkeit im Verlaufe  
der 24-Stunden-Periode. Med. Diss., Zürich ( 1957 )
16. HIMMEL, G., MARTHALER, T. M., RATEITSCHAK, K. H., MÜHLE-  
MANN, H. R.: Experimental Changes of diurnal Peridicity  
in the Physical Properties of Periodontal Structures.  
Helv. Odont. Acta 1, 16 - 18 ( 1957 )
17. HIRT, H. A., MÜHLEMANN, H. R.: Diagnosis of Bruxism by Means  
Selective Grinding, Parodontologie 9, 47 - 55, ( 1955 )
18. HOFMANN, M.: Ein Gerät zur quantitativen und qualitativen  
Bestimmung der Bewegungsbahn des Zahnes.  
Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 17, 721 - 731, ( 1962 )
19. JOL, A.A.: A new Method for measuring Tooth Mobility.  
The Dental Practitioner 8, 329 - 332, ( 1958 )

20. KÖRBER, K.: Untersuchungen zur Biophysik des Parodontiums.  
Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 17, 1585 - 1595, ( 1962 )
21. KÖRBER, K.: Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit.  
Dtsch. Zahnärztebl. 16, 605 - 613, ( 1962 )
22. KÖRBER, K.: Untersuchungen über die kaufunktionelle Beanspruchung des Zahnes. Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 18, 576 ( 1963 )
23. KUNDERT, M.: Totalprothetik - eine Literaturübersicht.  
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 88, 837, ( 1978 )
24. LANDSBERGER, R.: Histologische Untersuchungen über das alveoläre Wachstum in seiner Beziehung zu der Entwicklung des Zahnkeimes. Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 41, ( 1923 )
25. LANDT, H.H.: Klinische Beurteilung einfacher hygienischer Maßnahmen bei Prothesenträgern eines Pflegeheimes.  
Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 31, 153, ( 1976 )
26. LUNDQUIST, G.: Objective parodontale registreringsmetoder. III. Elektromagnetisk bestämning av tandmobilitet.  
Odontologisk Revy 7, 9 - 42, ( 1955 )
27. MANLEY, R. S., YORKSTAS, A., RESWICK, J. B.: An Instrument for Measuring Tooth Mobility. J. Periodont. 22, 148 - 155, ( 1951 )
28. MEYER, W.: Normale Histologie und Entwicklungsgeschichte der Zähne des Menschen. Lehmann, München ( 1932 )
29. MÜHLEMANN, H.R.: Periodontometry, a Method for Measuring Tooth Mobility. Oral Surg. 4, 1220 - 1223, ( 1951 )
30. MÜHLEMANN, H. R.: Die Beeinflussung des Parodonts mit den verschiedenen kieferorthopädischen Apparaturen.  
Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 6, 1087 - 1099, ( 1951 )

31. MÜHLEMANN, H. R.: 10 Years of Tooth Measurements.  
J. of Periodont. 31, 110 - 112, ( 1960 )
32. MÜHLEMANN, H. R.: Zum Problem des okklusalen Traumas.  
Zahnärztl. Rdsch. 63, 640 - 641, ( 1954 )
33. MÜHLEMANN, H. R., FEHR, C.: Zur Beurteilung des Parodonts  
vermittels Zahnbeweglichkeitsmessung. Dtsch. Zahnärztl.  
Ztschr. 11, 634 - 643, ( 1956 )
34. MÜHLEMANN, H. R., HERZOG, H., VOGEL, H.: Occlusal Trauma  
and Tooth-Mobility, Schw. Mtschr. f. Zahnheilk.  
66, 527 - 544, ( 1956 )
35. MÜHLEMANN, H. R., HERZOG, H., RATEITSCHAK, K. H.:  
Quantitative Evaluation of the Therapeutic Effect of  
Selective Grinding. J. Periodontol. 28, 11, ( 1957 )
36. MÜHLEMANN, H. R., HIRT, H., HERZOG, H.: Tooth Mobility-  
Bruxism-Selective Grinding. Proc. Arpa Internat.  
XIV. Congress Venice 1955
37. MÜHLEMANN, H. R., ZANDER, H. A.: Tooth Mobility III.  
The Mechanism of Tooth Mobility. J. Periodont. 25  
128 - 138, ( 1954 )
38. NOYES, D. H. und SOLT, C. W.: Measurements of Mechanical  
Mobility of Human Incisors with Sinusoidal Forces.  
J. Biomechanics 6, 439 ( 1973 )
39. O ' LEARY, T. J., RUDD, K. D.: An Instrument for Measuring  
Horizontal Tooth Mobility. Periodontics 1, 249 ( 1963 )
40. O ' LEARY, T. J.: Indices for measurement of Tooth Mobility  
in clinical studies. J. periodontal Res. 9 S.14, 94 ( 1974 )
41. PARMA, C.: Reihenuntersuchungen der Parodontopathien.  
Dtsch. Zahn-Mund-Kieferhk. 29, 132 - 139, ( 1958 )

42. PARFITT, G. J.: Measurements of the Physiological Mobility of Individual Teeth in the Axial Direction. J. Den. Res. 39, 608 - 618, ( 1960 )
43. PARFITT, G. J.: The Dynamics of a Tooth in Funktion. J. Periodont. 32, 102 - 107, ( 1961 )
44. PICTON, D. C. A.: A Method of Measuring Physiological Tooth Movements in Man. J. Dent. Res. 36, 814, ( 1957 )
45. PICTON, D. C. A.: On the Part Played by the Socket in Tooth Support. Arch. oral Biol. 10, 945, ( 1965 )
46. RAMFJORD, S. D., ASH, M. M.: Occlusion. W. B. Saunders Comp. Philadelphia ( 1966 )
47. RATEITSCHAK, MARTHALER u. ENGELBERGER: Beziehungen zwischen Entzündungsgrad der Gingiva, Knochenschwund und Zahnbeweglichkeit bei parodontalen Erkrankungen. Helv. Odont. Acta, April 1964
48. RATEITSCHAK, RENGGLI, MÜHLEMANN: Parodontologie Thieme, Stuttgart ( 1978 )
49. REICHBORN, KJENNERUD, J.: Development, Etiology und Diagnosis of Increased Tooth Mobility of Traumatic Occlusion. J. Periodont. 44, 326, ( 1973 )
50. SAVDIR, S.: Die Methoden der Zahnbeweglichkeitsmessung. Ein neues elektronisches Meßgerät. Med. Diss. München (1963)
51. SAVDIR, S. und RATEITSCHAK, K. H.: Zahnbeweglichkeit und Zahndeformation. Parodontologie 18, 125 ( 1964 )
52. SCHÖHL, H.: Die Messung der Zahnbeweglichkeit unter funktioneller Belastung. Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 15, 1185 - 1192, ( 1960 )

53. SCHRODER, D.: Nachuntersuchungsbefunde bei Vollprothesen-trägern. Dtsch.Zahnärztl. Ztschr. 32, 976 ( 1977 )
54. SCHROEDER, H. E.: Orale Strukturbiologie, Thieme Stuttgart ( 1976 )
55. SCHULTE et al. Periotest - neues Meßverfahren der Funktion des Parodontiums, Zahnärztl. Mitteil. 11 ( 1983 )
56. SPIRGI, M.: Nouvel appareil pour déterminer la localisation exacte de l ' axe de balancement dentaire vestibulo-lingual et linguo-vestibulaire et pour enregistrer le degré de ca balancement. Parodontologie 13, 97 - 112, ( 1959 )
57. WANNENMACHER, E.: Zahnerhaltungskunde S. 304, Abb. 439 in Hammer, Reichenbach, Wannenmacher; Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde, Band 2 Leipzig ( 1941 )
58. WERNER, V.: Vergleichende Untersuchungen verschiedener Parodontose-Behandlungen mittels einer neuen metrischen Methode. Parodontium 14, 43 - 68, ( 1942 )
59. WETZEL, G.: Lehrbuch der Anatomie für Zahnärzte. G. Fischer Verlag, Jena ( 1914 )
60. WÜST, B.: Zahnbeweglichkeit und Entzündungsgrad des marginalen Parodonts nach Lokalbehandlung. Med. Diss. Zürich ( 1960 )
61. ZWIRNER, E.: Verwendungsmöglichkeiten des Kathodenstrahl-oszillographen zu Forschungszwecken in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 4, 794 - 806, ( 1949 )
62. ZWIRNER, E.: Elektronisches und optisches Messen von Zahnbewegungen im Tierversuch und die Bedeutung dieser Meßverfahren für die part. Proth. Dtsch. Zahnärztl. Ztschr. 8, 131 - 134, ( 1953 )



Meinen besonderen Dank möchte ich Herrn Prof. Dr. Hans Lenz für die Überlassung des Themas sowie für die stete Unterstützung und Hilfsbereitschaft beim Anfertigen des praktischen und Abfassen des schriftlichen Teiles der Arbeit aussprechen.

Weiterhin möchte ich Frau Scheidereiter für die Anfertigung der Fotos, sowie Kollegen, die sich für die Messungen zur Verfügung gestellt haben, danken.



## Lebenslauf

Am 9. 10. 1946 wurde ich, Horst-Dieter Kügler, als Sohn des Postbeamten Rudolf Kügler und seiner Ehefrau Christa Kügler in Bad Segeberg geboren.

In meiner Heimatstadt besuchte ich von 1953 - 63 die Grund- und Realschule. Daran schloß sich in Lübeck eine Rundfunk- und Fernsehtechniker-Lehre an.

Nach einigen Jahren der Berufstätigkeit im Inland und europäischen Ausland legte ich in Berlin über den 2. Bildungsweg die Reifeprüfung ab.

Ab 1970 studierte ich Elektrotechnik an der Technischen Universität Berlin und beendete das Studium nach 12 Semestern mit dem Diplom. Nach einer kurzen Ingenieur Tätigkeit in München erhielt ich die Zulassung zum Zahnmedizin-Studium. Dieses begann ich 1978 an der Freien Universität Berlin; die Approbation erfolgte nach erfolgreichem Abschluß des Staatsexamens im April 1983.

Seit Sept. 1983 arbeite ich als Assistenz Zahnarzt in einer freien Praxis in Oberfranken.





